

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Безуглий Михайло Олександрович

УДК 535.2:616-71

ДИСЕРТАЦІЯ

ЕЛІПСОЇДАЛЬНІ РЕФЛЕКТОРИ ДЛЯ ФОТОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Подається на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело



М.О. Безуглий

Науковий консультант

Тимчик Григорій Семенович
доктор технічних наук, професор

Київ 2020

АНОТАЦІЯ

Безуглий М.О. Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи» (15 – Автоматизація та приладобудування). – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2020.

Дисертація присвячена вирішенню важливої науково-прикладної проблеми розробки методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробації нових конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень. Це дало змогу теоретично та експериментально обґрунтувати метод і апаратні засоби застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації фізичного та фізіологічного стану.

Запропоновано фундаментальну основу вирішення вказаної проблеми за рахунок вперше розробленого механізму рей-трейсингу, що взаємо пов'язує параметри джерела випромінювання, біологічного середовища, еліпсоїдального дзеркала та матричного приймача випромінювання в інформаційно-вимірювальній системі біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами, і який дозволяє вирішувати пряму та інверсну задачі поширення оптичного випромінювання методом статистичного моделювання Монте-Карло.

Основний зміст дисертаційного дослідження викладений у восьми розділах, у яких представлені та обґрунтовані основні результати роботи.

У першому розділі «Фотометричний базис методів біофотоніки» представлені результати аналітичного огляду та літературного пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач. Зокрема, наведені

методи біофотоніки, що найчастіше використовуються при дослідженні різних біологічних середовищ. Проаналізовані особливості поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах, а також основні принципи теорії переносу випромінювання, що математично та аналітично інтерпретують цей процес. Проаналізовані типові фотометричні засоби, що використовуються для дослідження біологічних середовищ, їх граничні умови застосування та функціональні обмеження.

Другий розділ «Метод дзеркальних еліпсоїдів обертання в оптиці світлорозсіювальних середовищ» присвячений розробці методу для задач дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ. Представлено структурні схеми базових фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами і окреслені особливості їх функціонування. Наведено математичний апарат розрахунку ходу променів в рефлекторі з внутрішньою еліпсоїдальною відбиваючою поверхнею та розглянуто основні види траєкторій рухів променів. Представлено алгоритм запропонованого механізму рей-трейсингу та розглянуті особливості його програмної реалізації. Показано результати абераційного аналізу роботи рефлектора обраної конфігурації.

Третій розділ «Монте-Карло симуляція поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» присвячений розробці механізмів Монте-Карло моделювання поширення світла в інформаційно-вимірювальній системі біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами. Обґрунтовано особливості формування вхідних даних та базового алгоритму симуляції, а також визначено граничні умови моделювання. Представлено аналітичні особливості програмної адаптації параметрів джерела випромінювання, приймальної системи, а також границь розподілу та розсіювально-поглинальних властивостей біологічного середовища, що покладені в основу симуляції. Наведені принципи визначення оптичних коефіцієнтів, алгоритм і засади програмної реалізації симуляції Монте-Карло в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб».

У четвертому розділі «Фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами» розглядаються особливості проектування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами шляхом вдосконалення серійного обладнання для мікроскопії, а також при побудові індивідуальних прототипів. Розглянуті схеми зонного аналізу при обробці фотометричних зображень, отриманих при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Обумовлені математичні та аналітичні аспекти вирішення зворотної задачі теорії переносу випромінювання методами потокових моделей Кубелки-Мунка та інверсного Монте-Карло в контексті роботи біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що працюють у відбитому, а також у відбитому та пропущеному світлі. Розглянуто взаємозв'язок фотометричних зображень та оптичних властивостей досліджуваних біологічних середовищ.

У п'ятому розділі «Технологічні засади формоутворення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні» розглядаються технологічні засади виготовлення та контролю еліпсоїдальних рефлекторів. Обґрунтовано вибір матеріалів еліпсоїдів для різних методів формоутворення асферичної поверхні. Сформульовані принципи виготовлення металевих дзеркальних еліпсоїдів обертання з застосуванням вертикально-розточувальної технології, а також технології 3D друку з пластику. Обумовлені практичні аспекти нанесення дзеркального покриття на внутрішню еліпсоїдальну пластикову поверхню. Представлена аналітична модель та технічні етапи контролю форми еліпсоїдальної поверхні та здійснено фотометричне порівняння функціонування рефлекторів, виготовлених за різними технологіями.

Шостий розділ «Дослідження параметрів фотометричної системи з еліпсоїдальними рефлекторами» присвячений аналізу ефектів світлорозсіювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» для різних профілів розподілу енергії в лазерному пучку та їх вплив на відносний розподіл освітленості фотометричних зображень при їх зонному аналізі для різних шарів шкіри людини. Розглянуто вплив параметрів еліпсоїдальних рефлекторів на граничні геометричні властивості розсіяного

оптичного випромінювання в прямому та зворотному напрямку. Також обґрунтовано вплив діаметру та потужності падаючого променя в задачах раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами.

У сьомому розділі «Фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами в засобах оптичної біомедичної діагностики» розглядаються особливості прикладного застосування фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для створення та вдосконалення засобів біологічної та медичної діагностики і контролю. Оцінено вплив фактору анізотропії розсіяння на освітленість фотометричних зображень та можливості біомедичної гоніофотометрії. Розроблено та досліджено вимірювальну систему для кутової фотометрії у розсіяному назад світлі. На підставі модельного експерименту оцінено перспективи застосування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для контролю оптичного просвітлення шкіри людини. Створено прототип оптичного неінвазивного глюкометру з еліпсоїдальними рефлекторами та досліджено його функціональні особливості. Розглянуті особливості та переваги побудови оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для систем біонічних пальців рук людини.

У восьмому розділі «Технічний розвиток методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами» розглядаються перспективи застосування методу дзеркальних еліпсоїдів обертання для різноманітних задач оптичної біомедичної діагностики. Розглянуті схемо-технічні рішення та функціональні схеми лазерного доплерівського флоуметру, пристрою для визначення показника заломлення біологічних середовищ, спектрофотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ у відбитому та пропущеному світлі, а також дерматоскопу.

Отримані наступні основні наукові результати:

- розроблено метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з використанням бокових поверхонь як робочих, що дозволяє визначати оптичні

властивості біологічних середовищ як при прямій, так і при оберненій задачі оптики світлорозсіювання;

- вперше розроблено аналітичні засади фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, прикладне використання яких дозволяє за результатами єдиного експерименту визначати оптичні властивості біологічних середовищ: коефіцієнти розсіювання та поглинання, а також фактор анізотропії розсіювання;

- вперше створено математичну модель рей-трейсингу в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що дозволяє реалізувати прогностичний аналіз впливу параметрів фотометричної системи та біологічного об'єкту дослідження на просторовий розподіл розсіяного світла в прямому та зворотному напрямку;

- розроблено принципи абераційного аналізу еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів, що дозволило обґрунтувати вибір конструктивних параметрів дзеркального еліпсоїда обертання шляхом оцінки їх впливу на розподіл освітленості фотометричних зображень, отриманих за результатами модельного та реального експериментів;

- визначено типи та вдосконалено структуру вимірювальних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, що спрощує структурний синтез фотометричних та спектроскопічних засобів оптичної біомедичної діагностики;

- вдосконалено метод анабераційних точок для контролю форми внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдальних рефлекторів, що дозволяє врахувати середньо-квадратичне відхилення її профілю в залежності від кута повороту рефлектора навколо осі обертання.

Практичне значення одержаних результатів для галузі медичного приладобудування полягає в тому, що розроблені теоретичні засади та новітні методи фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для оптичного аналізу становлять науково-методологічну основу створення нового класу біомедичних систем для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ і

тканин. У результаті виконання дисертаційної роботи отримані практичні результати, що дозволили:

- створити алгоритми та програмне забезпечення «Ellipsoidal Photometry» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 68440) для вирішення прямої задачі симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що забезпечує реалізацію розробленого методу та дозволяє розраховувати оптичні коефіцієнти та формувати фотометричні зображення;
- створити алгоритм та програмне забезпечення «RTER» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 67015) трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі, що дозволяє визначати положення центру ваги плями розсіювання в другій фокальній площині, середньо-квадратичне відхилення променів в залежності від координат запуску та направляючих косинусів в першій фокальній площині;
- розробити конструкції біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, реалізовані додатковим обладнанням для стереоскопічного мікроскопу, а також у вигляді макету окремого приладу;
- розробити схеми зонного аналізу фотометричних зображень та програмне забезпечення «Parse Image», що дозволяють визначати освітленість приймальної площини фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що формується внаслідок вісе-симетричного або направленого характеру світлорозсіювання біологічними середовищами;
- розробити методику визначення величини фактору анізотропії розсіювання на підставі аналізу освітленості різних зон фотометричних зображень у відбитому та пропущеному світлі;
- розробити макети та прототипи оптичних біомедичних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема для кутової фотометрії біологічних середовищ, оптичної неінвазивної глюкометрії, оптичної ідентифікації типу поверхні в системі оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця людини.

Ключові слова: біологічна тканина, біологічне середовище, біомедичний фотометр, еліпсоїд обертання, еліпсоїдальний рефлектор, Монте-Карло симуляція, оптичні властивості, фотометрія, фотометричне зображення.

Список публікацій здобувача

Наукові праці, у яких опубліковані основні наукові результати дисертації.

1. M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, and D.V. Botvinovskii, "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", *Optics and Spectroscopy*, no. 113, pp.101 – 107, 2012.
2. М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, и А.Б. Самиляк, "Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии", *Приборы и методы измерений*, т. 7, №1, с. 67 – 76, 2016.
3. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Applied Optics*, no. 56 (30), pp. 8520 – 8526, 2017.
4. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and S.A. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", *Devices and Methods of Measurements*, vol.9, №1, pp. 56 – 65, 2018.
5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160 – 168, 2019.
6. M. Bezuglyi, and N. Bezuglaya, "Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors", *Electrical, Control and Communication Engineering*, vol. 15, no.1, pp. 39 – 46, 2019.
7. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23 – 33, 2019.

8. М.О. Безуглий, та Д.В. Ботвиновський, В.В. Зубарєв, та Я.О. Коцур, "Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні", *Методи та прилади контролю якості*, №27, с. 77 – 83. 2011.
9. М.А. Безуглый, и Я.А. Коцур, "Применение эффекта Допплера в оптической биомедицинской диагностике", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, вип. 42, с. 177 – 184, 2011.
10. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Ю.В. Чмир, "Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами", *Електроніка і зв'язок*, том 83, №6, с. 87 – 93, 2014.
11. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та К.П. Вонсевич, "Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, том 99, №1, с. 85 – 91. 2015.
12. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Г.С. Тимчик, "Особенности анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, №50, с. 169 – 175, 2015.
13. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, та А.Г. Козловський, "Особенности виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том. 52, №2, с. 76 – 81, 2016.
14. М.О. Безуглий, О.В. Лінючева, Н.В. Безугла, М.В. Бик, та С.А. Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том. 53, №1, с. 62 – 69, 2017.
15. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018.

16. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.

17. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagornyi, "Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method", *Microsystems. Electronics and Acoustics*, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.

18. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, "Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors", *KPI Science News*, no. 4, pp. 62 – 70, 2019.

19. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та В.А. Шаргородський, "Просторова фотометрія біологічних середовищ", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, т.30, №2, с. 40 – 49, 2016.

20. М.О. Безуглий, А.В. Венцурик, та Н.В. Безугла, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", патент України на винахід, *МПК51 G01N 21/47, G01N 21/55 №110073*, 10.11.2015.

21. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, І.В. Максимчук, та А.В. Шаргородський, "Біомедичний гоніофотометр", патент України на винахід, *МПК51 G01J 1/04, G01J 1/42, A61B 5/1455, G01N 33/48 № 112374*, 25.08.2016.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

22. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Моделювання процесу поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині", на *Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2008, с.56.

23. М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, "Дослідження еліпсоїдального дзеркала фотометричної установки", на *XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос»*, Дніпропетровськ, 2009, с. 273.

24. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Застосування конденсованого методу Монте-Карло для вирішення задач переносу випромінювання в оптиці

біологічних тканин", на XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос», Дніпропетровськ, 2009, с. 314.

25. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Метод визначення оптичних характеристик біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи», Київ, 2009, с. 173.

26. А.В. Ярич, Д.В. Ботвиновський, та М.О. Безуглий, "Фотометрична система для дослідження оптичних властивостей біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2009, с. 85 – 87.

27. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, "Метод просторової спектрофотометрії біологічних тканин", на Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи», Київ, 2011, с. 181 – 182.

28. О.В. Кузьменко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий, "Ефективність застосування інформаційних технологій в оптичній біомедичній діагностиці", на Науково-практичній конференції «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні», Київ, 2011, с. 122.

29. А.С. Кондратюк, М.О. Безуглий, "ИК спектроскопия в медицинском приложении", на 10 Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», Кременчук, 2011, с. 89 – 90.

30. Д.С. Бойко, М.О. Безуглий, "Технічні особливості реалізації методу додавання-подвоєння в оптиці біологічних тканин", на 1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения», Луганськ, 2012, с. 54 – 55.

31. Р.Я. Попов, Р.А. Молодыко, та М.О. Безуглий, "Биомедицинское фотометрирование с использованием ПЗС-камер", на 1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения», Луганськ, 2012, с. 230 – 231.

32. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Моделювання процесу поширення випромінювання при оптичній біометрії середовищ еліпсоїдальними

рефлекторами", на *11-й науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, 2012, с.12.

33. П.С. Переходько, М.О. Безулий, "Система для оптичної діагностики шорсткої поверхні", на *11-й науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, 2012, с. 13 – 14.

34. Д.С. Бойко, М.А. Безуглый, "Технические особенности реализации метода «добавления-удвоения» в оптике биологических сред", на 6-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2013, с. 179.

35. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Математическая обработка видеофотометрических изображений", на 6-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2013, с. 196.

36. М.А. Bezuglyi, M.V. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in *Proc. OSA-SPIE*, Munhin, 2013, 8798.

37. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320V.

38. N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi, "Spatial photometry of scattered radiation by biological objects", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320J.

39. N. V. Pavlovets, M. A. Bezuglyi, "Visualization of Monte-Carlo simulation for the ellipsoidal biometric system", на 7-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2014, с. 234.

40. Р. Perekhodko, M.A. Bezuglyi, "Spatial distribution of laser radiation reflected by rough surface", на 7-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2014, с. 235.

41. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Прибор для измерения внутричерепного давления у младенцев", на 8-ой *Международной научно-*

технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2015, с. 84.

42. Р.Я. Попов, М.А. Безуглый "Особенности ПЗС-фотометрии в биомедицинском приложении", на *8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с. 202.

43. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Повышение эффективности инверсного Монте-Карло для эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред", на *8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с. 203.

44. А.В. Венцурик, М.А. Безуглый, "Угловая эллипсоидальная отражательная фотометрия", на *9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016»*, Минск, 2016, с. 29 – 31.

45. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на *9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016»*, Минск, 2016, с. 36 – 37.

46. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Конструирование биомедицинского фотометра", на *10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2016, с. 139.

47. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Бионическое протезирование пальцев рук", на *10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2016, с. 214.

48. M.Bezuglyi, N. Bezuglaya, and A. Viruchenko, "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media", in *Proc. IEEE 37th International Conference Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2017, p. 321 – 324.

49. Д.В. Бондарєв, М.О Безуглий, "Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *Науково-практичній конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні»*, Черкаси, 2017, с. 263 – 264.

50. K. Vonsevych, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in *Proc. 14-th international conference "Dynamical systems: theory and applications"*, Lodz, 2017, pp. 567 – 578.

51. А.И. Куприй, М.А. Безуглый, "Неинвазивный оптический глюкометр с эллипсоидальными рефлекторами", на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 383 – 385.

52. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 225 – 226.

53. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, "Особливості неінвазивної фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *XVII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*; Київ, 2018, с. 136 – 137.

54. Р.О Воронков, М.А. Безуглый, "Оптическая идентификация патологически измененных тканей методом зеркальных эллипсоидов вращения", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с. 216 – 218.

55. А.Б Самиляк, М.А. Безуглый, "Фотометрия эллипсоидальными рефлекторами светорассеяния кожей человека при просветлении ", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с. 224 – 226.

56. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th*

International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON), Riga, 2018, pp. 1 – 4.

57. А.І. Нагорний, М.О. Безуглий, "Методика контролю ступеню просвітлення біологічних тканин фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами", на *XVIII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*; Київ, 2019, с. 135 – 136.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації.

58. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Пристрій для визначення оптичних властивостей об'єктів", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45893*, 25.11.2009 р.

59. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Дозиметр оптичного випромінювання", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45894*, 25.11.2009 р.

60. Н.В. Безугла, Ю.В. Чмир, О.В. Кузьменко, та М.О. Безуглий, "Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/00 G01N 21/01 G01N 21/17 № 75382*, 26.11.2012 р.

61. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та О.В. Кузьменко, "Комп'ютерна програма «ІВСОБ»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 44754*, 18.07.2012.

62. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, та М.Г. Барінов, "Спосіб контролю форми дзеркального еліпсоїда обертання", *патент України на корисну модель, МПК51 G01M 11/00 № 78518*, 25.03.2013 р.

63. М.О. Безуглий, М.В. Павловець, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 98811*, 12.05.2015 р.

64. М.О. Безуглий, П.С. Переходько, "Пристрій для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ", *патент України на корисну модель МПК51 G01N 21/17 № 109237*, 25.08.2016 р.

65. М.О. Безуглий, Р.О. Молодіко, "Комп'ютерна програма «Трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі»" (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) ("RTER"), *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 67015*, 04.08.2016.

66. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440*, 02.11.2016.

67. М.О. Безуглий, К.Б. Чавченко, "Пристрій для визначення оптичних властивостей", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 122690*, 04.07.2017 р.

68. М.О. Безуглий, А.Г. Козловський, та Н.В. Безугла, "Пристрій для точіння деталі з внутрішньою еліпсоїдальною поверхнею", патент України на корисну модель, *МПК51 B23B 5/40 № 125285*, 10.05.2018 р.

69. Д.Ю. Малярєнко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий "Пристрій для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/43 № 134322*, 10.05.2018 р.

ABSTRACT

Bezuglyi M.A. Ellipsoidal reflectors for biological media photometry. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for the degree of Doctor of Technical Science in specialty 05.11.17 "Biological and medical devices and systems" (15 - Automation and instrumentation). - National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, 2020.

The thesis is devoted to the solution of the important scientifically applied problem of development the construction and application method of ellipsoidal reflectors in the registration and analysis systems of scattered optical radiation, as well as approbation of new structural, functional and biomedical solutions. This made it possible to theoretically and experimentally substantiate the method and hardware of the use the ellipsoidal reflectors for photometry of light scattering by biological media in the detection of their optical properties and identification of physical and physiological state.

A fundamental basis for solving this problem is the first-time developed mechanism of ray-tracing, which colligate the parameters of the radiation source, biological media, ellipsoidal reflector and matrix photodetector in the information-measuring system of biomedical photometer, which allows to solve the direct and inverse problems of light propagation by the Monte Carlo statistical simulation.

The main content of the thesis is outlined in eight chapters, which present and substantiate the goal and results of the work.

The first chapter "Photometric basis of biophotonics methods" presents the results of analytical review and literary search, which reveal the tasks raised in the doctorate thesis. In particular, the methods of biophotonics that are most commonly used in the study of different biological media are given. The features of optical radiation propagation in biological media are analyzed, as well as the basic principles of the transfer radiative theory, which mathematically and analytically interpret this

process. Typical photometric tools used for the study of biological media, boundary conditions of their use, and functional limitations are analyzed.

The second chapter "The method of mirror ellipsoids of revolution in light scattering media optics" is devoted to the development a method of investigation the biological media optical properties. Structural schemes of basic photometers with ellipsoidal reflectors and features of their functioning are presented. The mathematical apparatus for calculating the ray tracing in a reflector with an internal ellipsoidal reflecting surface is presented, and the main types of ray trajectories are considered. The algorithm of the proposed mechanism of ray tracing and the features of its software are presented. The results of aberration analysis of ellipsoidal reflector are shown.

The third chapter "Monte Carlo simulation of optical radiation propagation in the system "radiation source + biological media + measuring system" is devoted to the development of Monte Carlo models of light propagation in the information-measuring system of biomedical photometer with ellipsoidal reflectors. The features of the input data formation and the basic simulation algorithm are substantiated, as well as the boundary conditions of simulation. The analytical models of software adaptation of radiation source parameters, the receiving system, as well as the boundaries and scattering-absorption properties of the biological media that underlie the simulation are presented. The principles of determination the optical coefficients, algorithm and grounds of software implementation of Monte Carlo simulation in the system "radiation source + biological media + measuring tool" are presented.

The fourth chapter "Photometry by ellipsoidal reflectors" discusses the features of designing photometers with ellipsoidal reflectors by improving the standard equipment for microscopy, as well as in the construction of individual prototypes. Schemes of zone analysis at processing of photometric images obtained by photometry by ellipsoidal reflectors are considered. Mathematical and analytical aspects of solving the inverse problem of the radiative transfer theory by methods of Kubelka-Munk and inverse Monte-Carlo in the context the work of biomedical photometers with ellipsoidal reflectors operating in reflected and also in reflected and transmitted light

are presented. The interrelation of photometric images and optical properties of the investigated biological media is considered.

In the fifth chapter "Technological grounds of the inner ellipsoidal surface formation" discusses the technological principles of ellipsoidal reflectors production and control. The materials choice of ellipsoid for different methods of shaping the aspherical surface is substantiated. The principles of production of metallic mirror ellipsoids of revolution using vertical-boring technology, as well as 3D printing technology from plastic are formulated. Practical aspects of applying a mirror coating to the inner ellipsoidal surface from plastic are determined. The analytical model and technical stages the shape control of the ellipsoidal surface are presented and photometric comparison of the functioning of reflectors produced by different technologies is made.

The sixth chapter "Investigation the parameters of the photometric system with ellipsoidal reflectors" is devoted to the analysis of the effects of light scattering in the system "radiation source + biological media + measuring tool" for different profiles of energy distribution in the laser beam and their effect on the relative illuminance distribution of photometric image at zone analysis for different layers of human skin. The influence the parameters of ellipsoidal reflectors on the boundary geometric properties of optical radiation in the forward and backscattered light is considered. The influence the diameter and power of the incident beam at the tasks of Raman spectroscopy by ellipsoidal reflectors is also substantiated.

In the seventh chapter "Photometry by ellipsoidal reflectors in optical biomedical diagnostics" features of application the photometry by ellipsoidal reflectors for creation and improvement tools of biological and medical diagnostics and control are shown. The influence of the scattering anisotropy factor on the illuminance of photometric images and the possibility of biomedical goniophotometry were evaluated. A measurement system for angular photometry in backscattered light was developed and investigated. Based on the model experiment, the prospects of using a photometer with ellipsoidal reflectors to control the optical clearing of human skin were evaluated. A prototype optical non-invasive glucometer with ellipsoidal reflectors was created and

its functional features were investigated. Features and advantages of optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflectors for human bionic finger systems are considered.

The eighth chapter "Technical evolution the method of photometry by ellipsoidal reflectors" discusses the prospects of applying the mirror ellipsoids of revolution method for various problems in optical biomedical diagnostics. Schematic solutions and functional diagrams of laser Doppler flowmeter, devices for determining the refractive index of biological media, spectrophotometer with ellipsoidal reflectors for the study of optical properties of biological media in reflected and transmitted light, as well as a dermatoscope are considered.

Such main scientific results have been obtained:

- method of photometry by ellipsoidal reflectors using side surfaces as working surfaces, which allows to determine the optical properties of biological media at both direct and inverse problem of light scattering optics is developed;
- analytical principles of photometry by ellipsoidal reflectors were developed for the first time, the application of which allows to determine the optical properties of biological media (scattering and absorption coefficients, scattering anisotropy factor) by the results of a single experiment;
- for the first time a mathematical model of ray-tracing in the system "radiation source + biological media + ellipsoidal reflector + matrix photodetector" was created, which allows to perform prognostic analysis the influence of parameters the photometric system and biological object of study on the spatial distribution of forward and back scattered light;
- the aberration analysis principles of ellipsoidal reflectors of biomedical photometers were developed, which made it possible to substantiate the design parameters choice of the mirror ellipsoid of revolution by evaluating their influence on the light distribution in photometric images obtained by the results of model and real experiments;

- the types and the structure of measuring tools with ellipsoidal reflectors have been determined, which simplifies the structural synthesis the photometric and spectroscopic means of optical biomedical diagnostics;
- the method of an aberration points is improved to control the shape of the inner reflecting surface of ellipsoidal reflectors, which allows to take into account the root-mean-square deviation of its profile depending on the rotation angle the reflector around the axis of revolution.

The practical significance the obtained results for the field of medical instrumentation lies in the fact that the developed theoretical principles and the newest methods of photometry by ellipsoidal reflectors for optical analysis constitute the scientific and methodological basis for the creation a new class of biomedical systems for the study the optical properties of biological media and tissues. As a result of the dissertation, practical results were obtained that allowed:

- create algorithms and software "Ellipsoidal Photometry" (protected by copyright registration certificate No. 68440) to solve the direct problem of simulating the propagation of optical radiation in the system "radiation source + biological media + ellipsoidal reflector + matrix photodetector", optical coefficients calculate and forming photometric images;
- create algorithm and software "RTER" (protected by copyright registration certificate No. 67015) tracing rays in the ellipsoidal reflector, which allows to determine the position the gravity center of the scattering spot in the second focal plane, the standard deviation of the rays depending on the coordinates and directing cosines in the first focal plane;
- to develop designs of biomedical photometers with ellipsoidal reflectors, realized with the additional equipment for a stereoscopic microscope, and also as a prototype of a separate device;
- to develop the zone analysis schemes of photometric images and software "Parse Image" that allow to determine the illuminance the receiving plane of the photometers with ellipsoidal reflectors, which is formed due to the axisymmetric or directional nature of light scattering by biological media;

- to develop a technique for determining the scattering anisotropy factor based on the analysis the illuminance of different zones of photometric images in reflected and transmitted light;
- to develop layouts and prototypes of optical biomedical tools with ellipsoidal reflectors, in particular for angular photometry of biological media, optical non-invasive glucometry, optical identification the surface type in the system of optical feedback in human bionic finger.

Keywords: biological media, biological tissue, biomedical photometer, ellipsoid of revolution, ellipsoidal reflector, Monte Carlo simulation, optical properties, photometry, photometric image

List of applicant's publications

Scientific works in which the main scientific results of the dissertation is published

1. M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, and D.V. Botvinovskii, "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", *Optics and Spectroscopy*, no. 113, pp.101 – 107, 2012.
2. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, i A.B. Samilyak, "Obrabotka izobrazheniy pri ellipsoidalnoy fotometrii", *Pribory i metody izmereniy*, t. 7, № 1, s. 67–76, 2016.
3. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Applied Optics*, no. 56 (30), pp. 8520 – 8526, 2017.
4. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and S.A. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", *Devices and Methods of Measurements*, vol.9, №1, pp. 56 – 65, 2018.

5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160 – 168, 2019.
6. M. Bezuglyi, and N. Bezuglaya, "Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors", *Electrical, Control and Communication Engineering*, vol. 15, no.1, pp. 39 – 46, 2019.
7. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23 – 33, 2019.
8. M.O. Bezuglyi, D.V. Botvynovskyi, V.V. Zubaryev, ta Ya.O. Kotsur, "Metod fotometrychnogo dzerkalnogo elipsoyida obertannya dlya doslidzhennya shorstkosti poverhni", *Metody ta prylady kontrolyu yakosti*, №27, s.77-83. 2011.
9. M.A. Bezuglyi, i Ya.A. Kotsur, "Primenenie effekta Dopplera v opticheskoy biomeditsinskoy diagnostike", *Visnyk NTUU «KPI». Seriya pryladobuduvannya*, vyp. 42, s. 177–184, 2011.
10. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, ta Yu.V. Chmyr, "Prostorova potokova biometriya seredovyshh elipsoyidalnymy reflektoramy", *Elektronika i zvyazok*, tom 83, №6, s. 87 – 93, 2014.
11. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, G.S. Tymchyk, ta K.P. Vonsevych, "Vplyv osovoyi anizotropiyi rozsiyannya biologichnykh seredovyshh na tochnist vyznachennya optychnyh koefitsiyentiv metodom Monte-Karlo", *Naukovi visti NTUU «KPI»*, tom 99, №1, s.85 – 91. 2015.
12. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, ta G.S. Tymchyk, "Osoblyvosti anizotropiyi svitlorozsiyannya voloknystymy biologichnymy tkanynamy", *Visnyk NTUU «KPI». Seriya pryladobuduvannya*, №50, s.169 – 175, 2015.
13. M.O. Bezuglyi, I.I. Synyavskyj, N.V. Bezugla, ta A.G. Kozlovskyi, "Osoblyvosti vygotovlennya elipsoyidalnykh reflektoriv fotometriv", *Visnyk NTUU «KPI». Seriya Pryladobuduvannya*, tom 52, №2, s.76-81, 2016.

14. M.O. Bezuglyi, O.V. Linyucheva, N.V. Bezugla, M.V. Byk, ta S.A. Kostyuk, "Kontrol formy elipsoyidalnykh reflektoriv biomedychnykh fotometriv", *Visnyk NTUU «KPI». Seriya Pryladobuduvannya*, tom.53, №1, s.62-69, 2017.
15. K.P. Vonsevych, M.O. Bezuglyi, ta A.O. Gaponyuk, "Ocinyuvannya chasovykh kharakterystyk elektromiogramy funkcionalnykh rukhiv kysti ruky dlya intuityvnogo keruvannya bionichnym protezom", *Naukovi visti NTUU «KPI»*, №1, s. 45 – 53, 2018.
16. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.
17. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagornyi, "Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method", *Microsystems. Electronics and Acoustics*, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.
18. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, "Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors", *KPI Science News*, no. 4, pp. 62 – 70, 2019.
19. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, G.S. Tymchyk, ta V.A. Shargorodskyj, "Prostorova fotometriya biologichnyh seredovyshh", *Optyko-elektronni informacijno-energetychni tehnologiyi*, t.30, №2, s. 40 – 49, 2016.
20. M.O. Bezuglyi, A.V. Venczuryk, ta N.V. Bezugla, "Prystrij dlya vyznachennya optychnyh harakterystyk obyektiv", patent Ukrainy na vynahid, *MPK51 G01N 21/47, G01N 21/55 №110073*, 10.11.2015.
21. M.O. Bezuglyi, N.V. Bezugla, I.V. Maksymchuk, ta A.V. Shargorodskyi, "Biomedychnyi goniofotometr", patent Ukrainy na vynahid, *MPK51 G01J 1/04, G01J 1/42, A61B 5/1455, G01N 33/48 №112374*, 25.08.2016.

Scientific works which certify the approbation of the materials of the dissertation

22. M.O. Bezuglyi, A.V. Yarych, "Modelyuvannya procesu poshyrennya optychnogo vyprominyuvannya v biologichnij tkanyni", na *Naukovij-tehnichnij*

konferenciyi «Fizychni procesy ta polya tehnicnykh i biologichnykh obyektiv», Kremenчук, 2008, s.56.

23. M.O. Bezuglyi, D.V. Botvynovskyi, "Doslidzhennya elipsoyidalnogo dzerkala fotometrychnoyi ustanovky", na *XI Mizhnarodnij naukovo-praktychnij konferenciyi «Lyudyna i kosmos»*, Dnipropetrovsk, 2009, s. 273.

24. M.O. Bezuglyi, A.V. Yarych, "Zastosuvannya kondensovanogo metodu Monte-Karlo dlya vyrishennya zadach perenosu vyrominyuvannya v optyци biologichnykh tkanyn", na *XI Mizhnarodnij naukovo-praktychnij konferenciyi «Lyudyna i kosmos»*, Dnipropetrovsk, 2009, s. 314.

25. M.O. Bezuglyi, A.V. Yarych, "Metod vyznachennya optychnykh kharakterystyk biolohichnykh tkanyn", na *Naukoviy-tehnicnij konferentsiyi «Pryladobuduvannya: stan i perspektyvy»*, Kyiv, 2009, s.173.

26. A.V. Yarych, D.V. Botvynovs'kyy, ta M.O. Bezuglyi, "Fotometrychna systema dlya doslidzhennya optychnykh vlastyvostry biolohichnykh tkanyn", na *Naukoviy-tehnicnij konferentsiyi «Fizychni protsesy ta polya tehnicnykh i biolohichnykh obyektiv»*, Kremenчук, 2009, s. 85-87.

27. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, "Metod prostorovoyi spektrofotometriyi biologichnykh tkanyn", na *Naukovij-tehnicnij konferenciyi «Pryladobuduvannya: stan i perspektyvy»*, Kyiv, 2011, s. 181-182.

28. O.V. Kuzmenko, N.V. Bezugla, ta M.O. Bezuglyi, "Efektyvnist zastosuvannya informacijnykh tehnologij v optychnij biomedychnij diagnostyци", na *Naukovo-praktychnij konferenciyi «Efektyvnist inzhenernykh rishen u prylobuduvanni»*, Kyiv, 2011, s. 122.

29. A.S. Kondratiyuk, M.O. Bezuglyi, "IK spektroskopiya v meditsinskom prilozenii", na *10 Naukovij-texnicnij konferenciyi «Fizychni procesy ta polya texnicnykh i biologichnykh obyektiv»*, Kremenчук, 2011, s.89 – 90.

30. D.S. Bojko, M.O. Bezuglyi, "Tekhnicni osoblyvosti realizacyi metodu dodavannya-podvoyennya v optyци biologichnykh tkanyn", na *1-oy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Sovremennyye tendentsii razvitiya priborostroeniya»*, Lugansk, 2012, s.54-55.

31. R.Ya. Popov, R.A. Molodyiko, ta M.O. Bezuglyi, "Biomeditsinskoe fotometrirovaniye s ispolzovaniem PZS-kamer", na *1-oy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Sovremennyye tendentsii razvitiya priborostroeniya»*, Lugansk, 2012, s.230 – 231.
32. M.V. Pavlovecz, M.O. Bezuglyj, "Modelyuvannya procesu poshyrennya vyprominyuvannya pry optychnij biometriyi seredovyshh elipsoyidalnymy reflektoramy", na *11-ij naukovo-tekhnichnoyi konferentsiyi «Fizychni procesy ta polya tekhnichnykh i biologichnykh obyektiv»*, Kremenichuk, 2012, s.12.
33. P.S. Perekhodko, M.O. Bezuglyi, "Systema dlya optychnoyi diagnostyky shorstkoyi poverkhni", na *11-ij naukovo-tekhnichnoyi konferentsiyi «Fizychni procesy ta polya tekhnichnykh i biologichnykh obyektiv»*, Kremenichuk, 2012, s.13 – 14.
34. D.S. Boyko, M.A. Bezuglyi, "Tehnicheskije osobennosti realizatsii metoda «dobavleniya-udvoeniya» v optike biologicheskikh sred", na *6-oy Nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Novyye napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2013, s.179.
35. R.A. Molodyiko, M.A. Bezuglyi, "Matematicheskaya obrabotka videofotometricheskikh izobrazheniy", na *6-oy Nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Novyye napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2013, s.196.
36. M.A. Bezuglyi, M.V. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in *Proc. OSA-SPIE*, Munhin, 2013, 8798.
37. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320V.
38. N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi, "Spatial photometry of scattered radiation by biological objects", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320J.
39. N. V. Pavlovets, M. A. Bezuglyi, "Visualization of Monte-Carlo simulation for the ellipsoidal biometric system", na *7-oy Nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Novyye napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2014, s.234.

40. P. Perekhodko, M.A. Bezuglyi, "Spatial distribution of laser radiation reflected by rough surface", na 7-oy *Nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2014, s.235.

41. S.A. Kostyuk, M.A. Bezuglyi, "Pribor dlya izmereniya vnutricherepnogo davleniya u mladentsev", na 8-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii molodyih uchenyih i studentov «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2015, s. 84.

42. R.Ya. Popov, M.A. Bezuglyi, "Osobennosti PZS-fotometrii v prilozhenii ellipsoidalnoy reflektometrii biologicheskikh sred", na 8-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii molodyih uchenyih i studentov «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2015, s.202.

43. R.A. Molodyiko, M.A. Bezuglyi, "Povyishenie effektivnosti inversnogo Monte-Karlo dlya ellipsoidalnoy reflektometrii biologicheskikh sred", na 8-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii molodyih uchenyih i studentov «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2015, s.203.

44. A.V. Ventsurik, M.A. Bezuglyi, "Uglovaya ellipsoidalnaya otrazhatelnaya fotometriya", na 9-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie-2016»*, Minsk, 2016, s. 29 – 31.

45. K.P. Vonsevich, M.A. Bezuglyi, "Osobennosti bionicheskogo protezirovaniya verhnih konechnostey", na 9-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie-2016»*, Minsk, 2016, s.36 – 37.

46. S.A. Kostyuk, M.A. Bezuglyi, "Konstruirovaniye biomeditsinskogo fotometra", na 10-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii molodyih uchenyih i studentov «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2016, s. 139.

47. K.P. Vonsevich, M.A. Bezuglyi, "Bionicheskoe protezirovaniye paltsev ruk", na 10-oy *Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii molodyih uchenyih i studentov «Novyie napravleniya razvitiya priborostroeniya»*, Minsk, 2016, s. 214.

48. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, and A. Viruchenko, "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media", in *Proc. IEEE 37th International Conference Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2017, p. 321 – 324.
49. D.V. Bondaryev, M.O. Bezuglyi, "Konstruyuvannya dermatoskopu na zasadakh fotometriyi elipsoyidalnymy reflektoramy", na *Naukovo-praktychnij konferenciyi «Lazerni texnologiyi v klinichnij medycyni: suchasni tendenciyi rozvytku v Ukraini»*, Cherkasy, 2017, s. 263-264.
50. K. Vonsevyh, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in *Proc. 14-th international conference «Dynamical systems: theory and applications»*, Lodz, 2017, pp. 567 – 578.
51. A.I. Kupriy, M.A. Bezuglyi, "Neinvazivnyiy opticheskiy glyukometr s ellipsoidalnyimi reflektorami", na *10-y Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie–2017»*; Minsk, 2017, c. 383-385.
52. K.P. Vonsevich, M.A. Bezuglyi "Model klassifikatsii dvizheniy paltsev ruk dlya proteznogo primeneniya», na *10-y Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie–2017»*; Minsk, 2017, s. 225-226.
53. M.O. Bezuglyi, N.V. Bezugla, "Osoblyvosti neinvazyvnoyi glyukometriyi elipsoyidalnymy reflektoramy", na *XVII Mizhnarodnij naukovo-tekhnichnij konferenciyi «Pryladobuduvannya: stan i perspektyvy»*; Kyiv, 2018, s.136 – 137.
54. R.O. Voronkov, M.A. Bezuglyi, "Opticheskaya identifikatsiya patologicheskii izmenennyih tkaney metodom zerkalnyih ellipsoidov vrascheniya", na *11-y Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie–2018»*; Minsk, 2018, s 216-218.
55. A.B. Samilyak, M.A. Bezuglyi, "Fotometriya ellipsoidalnyimi reflektorami svetorasseyanya kozhey cheloveka pri prosvetlenii", na *11-y Mezhdunarodnoy nauchno-tehnicheskoy konferentsii «Priborostroenie–2018»*; Minsk, 2018.
56. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th*

International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTU CON), Riga, 2018, pp. 1 – 4.

57. A.I. Nagornyi, M.O. Bezuglys, "Metodyka kontrolyu stupenyu prosvitlennya biologichnykh tkanyn fotometrom z elipsoyidalnymy reflektoramy", na *XVIII Mizhnarodnij naukovo-tekhnichnij konferenciyi «Pryladobuduvannya: stan i perspektyvy»*; Kyiv, 2019, s.135 – 136.

Scientific works which additionally reflect the scientific results of the dissertation

58. D.V. Botvynovskyi, A.V. Yarych, ta M.O. Bezuglyi, "Prystrij dlya vyznachennya optychnykh vlastyvostej obyektiv", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/47 G01N 21/55 №45893*, 25.11.2009.

59. D.V. Botvynovskyi, A.V. Yarych, ta M.O. Bezuglyi, "Dozymetr optychnogo vyrominyuvannya", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/47 G01N 21/55 №45894*, 25.11.2009.

60. N.V. Bezugla, Yu.V. Chmyr, O.V. Kuzmenko, ta M.O. Bezuglyi, "Sposib vyznachennya fazovoyi funkciyi biologichnykh seredovyshh", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/00 G01N 21/01 G01N 21/17 № 75382*, 26.11.2012.

61. N.V. Bezugla, M.O. Bezuglyi, ta O.V. Kuzmenko, "Kompyuterna programa «IBCOB»", *Svidocztvo pro reyestracyu avtorskogo prava na tvir №44754*, 18.07.2012.

62. M.O. Bezuglyi, I.I. Synyavskyi, ta M.G. Barynov, "Sposib kontrolyu formy dzerkalnogo elipsoyida obertannya", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01M 11/00 №78518*, 25.03.2013.

63. M.O. Bezuglyi, M.V. Pavlovecz, "Prystrij dlya vyznachennya optychnykh kharakterystyk obyektiv", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/47 G01N 21/55 №98811*, 12.05.2015.

64. M.O. Bezuglyi, P.S. Perexodko, "Prystrij dlya vyznachennya optychnykh kharakterystyk svitlorozsiyuvalnykh seredovyshh", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/17 №109237*, 25.08.2016.

65. M.O. Bezuglyi, R.O. Molodyko, "Kompyuterna programa «Trasuvannya promeniv v elipsoyidalnomu reflektori»" (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) ("RTER"), *Svidocztvo pro reyestracyu avtorskogo prava na tvir №67015*, 04.08.2016.

66. M.V. Pavlovecz, M.O. Bezuglyi, "Kompyuterna programa «Elipsoyidalna fotometriya» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Svidocztvo pro reyestracyu avtorskogo prava na tvir №68440*, 02.11.2016.

67. M.O. Bezuglyi, K.B. Chavchenko, "Prystrij dlya vyznachennya optychnykh vlastyvostej", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/47 G01N 21/55 №122690*, 04.07.2017.

68. M.O. Bezuglyi, A.G. Kozlovskyi, ta N.V. Bezugla, "Prystrij dlya tochinnya detali z vnutrishnoyu elipsoyidalnoyu poverxneyu", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 B23B 5/40 №125285*, 10.05.2018.

69. D.Yu. Malyarenko, N.V. Bezugla, ta M.O. Bezuglyi "Prystrij dlya vymiryuvannya pokaznyka zalomlennya biologichnykh seredovyshh", patent Ukrainy na korysnu model, *MPK51 G01N 21/43 №134322*, 10.05.2018.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. ФОТОМЕТРИЧНИЙ БАЗИС МЕТОДІВ БІОФОТОНІКИ	18
1.1 Застосування методів біофотоніки в дослідженні біологічних середовищ.....	18
1.2 Поширення світла в біологічних середовищах	22
1.2.1 Заломлення світла.....	23
1.2.2 Відбиття від границі розподілу.....	24
1.2.3 Поглинання світла.....	25
1.2.4 Розсіювання світла.....	30
1.2.5 Розсіювання та поглинання світла.....	38
1.3 Особливості теорії переносу випромінювання в методах біофотоніки	39
1.4 Методи дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ в теорії переносу випромінювання	44
1.5 Засоби для визначення та дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ	52
1.6 Висновки до розділу 1.....	58
Список використаних джерел до розділу 1.....	59
РОЗДІЛ 2. МЕТОД ДЗЕРКАЛЬНИХ ЕЛІПСОЇДІВ ОБЕРТАННЯ В ОПТИЦІ СВІТЛОРОЗСІЮВАЛЬНИХ СЕРЕДОВИЩ	72
2.1 Типологія вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами.....	72
2.2 Вихідні положення для трасування променів при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами	80
2.3 Особливості рей-трейсингу в дзеркальному еліпсоїді обертання ...	84
2.3.1 Визначення точки взаємодії променю з еліпсоїдальним рефлектором	86

2.3.2 Розрахунок напрямку променю, відбитого від стінки ЕР	87
2.3.3 Визначення точки перетину відбитого променю з другою фокальною площиною.....	89
2.4 Програмна реалізація рей-трейсингу в еліпсоїдальному рефлекторі	90
2.5 Види траєкторій руху променів в еліпсоїдальному рефлекторі	95
2.6 Абераційний аналіз еліпсоїдального рефлектора з внутрішньою відбиваючою поверхнею.....	100
2.7 Висновки до розділу 2.....	108
Список використаних джерел до розділу 2.....	109
РОЗДІЛ 3. МОНТЕ-КАРЛО СИМУЛЯЦІЯ ПОШИРЕННЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В СИСТЕМІ «ДЖЕРЕЛО ВИПРОМІНЮВАННЯ + БІОЛОГІЧНЕ СЕРЕДОВИЩЕ + ВИМІРЮВАЛЬНИЙ ЗАСІБ».....	112
3.1 Формування вхідних даних та базового алгоритму симуляції	112
3.2 Граничні умови моделювання	116
3.3 Особливості симуляції поширення оптичного випромінювання	119
3.3.1 Програмно-апаратна адаптація розміщення зразків біологічного середовища в біомедичному фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами.....	121
3.3.2 Ініціалізація параметрів джерела оптичного випромінювання.....	124
3.3.3 Взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем.....	131
3.4 Програмна реалізація симуляції Монте-Карло в системі «ДВ + БС + ВЗ».....	147
3.5 Висновки до розділу 3.....	155
Список використаних джерел до розділу 3.....	156
РОЗДІЛ 4. ФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ....	159

4.1 Проектування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.....	159
4.1.1 Установка для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на базі стереоскопічного мікроскопу.....	159
4.1.2 Макет фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.....	163
4.2. Обробка зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами .	173
4.2.1 Схеми зонного аналізу фотометричних зображень.....	175
4.2.2 Взаємозв'язок фотометричних зображень з оптичними властивостями біологічних середовищ.....	181
4.3 Еліпсоїдальна рефлектометрія та потокові моделі Кубелки-Мунка....	187
4.4 Інверсний метод Монте-Карло для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.....	197
4.5. Оцінка точності інверсного Монте-Карло при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.....	203
4.6 Висновки до розділу 5.....	209
Список використаних джерел до розділу 4.....	211
РОЗДІЛ 5. ТЕХНОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ФОРМОУТВОРЕННЯ ВНУТРІШНЬОЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНОЇ ПОВЕРХНІ.....	215
5.1 До вибору методу та матеріалу виготовлення еліпсоїдального рефлектора	215
5.2. Метод траєкторного копіювання для точіння глибокої асферики.....	218
5.3. Вертикально-розточувальна технологія з ексцентриковим механізмом.....	222
5.4. Виготовлення еліпсоїдального рефлектора з використанням технологій 3Д-друку.....	229
5.4.1. Обґрунтування технології 3Д-друку	229
5.4.2. Хіміко-гальванічна металізація внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдального рефлектору	230
5.5. Контроль форми еліпсоїдальної поверхні	234
5.6 Висновки до розділу 5.....	245

Список використаних джерел до розділу 5.....	246
РОЗДІЛ 6. ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФОТОМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ.....	248
6.1. Вплив профілю розподілу енергії в центральній поперечній моді лазерного пучка на формування фотометричних зображень.....	248
6.1.1. Вихідні положення.....	250
6.1.2. Оцінка впливу профілю центральної поперечної моди на світлорозсіювання шарами шкіри людини.....	255
6.2. Обґрунтування вибору параметрів еліпсоїдальних рефлекторів з огляду на об'єкт дослідження.....	260
6.2.1. Обґрунтування вибору фокального параметру EP	262
6.2.2. Обґрунтування вибору коефіцієнту стискання еліпсоїдального рефлектора	273
6.3. Обґрунтування впливу діаметру та потужності падаючого променя в задачах раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами.....	277
6.4 Висновки до розділу 6.....	286
Список використаних джерел до розділу 6.....	287
РОЗДІЛ 7. ФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ В ЗАСОБАХ ОПТИЧНОЇ БІОМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ.....	293
7.1 Особливості просторового аналізу біологічних середовищ методами еліпсоїдальних рефлекторів.....	293
7.1.1 Дослідження невісесиметричності розсіювання біологічними середовищами	295
7.1.2 Оцінка впливу фактору анізотропії розсіювання на фотометрію еліпсоїдальними рефлекторами	302
7.2 Кутова фотометрія розсіяного назад світла еліпсоїдальними рефлекторами.....	310
7.3 Прототип оптичного неінвазивного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами.....	321

7.4 Побудова оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для систем біонічних пальців верхніх кінцівок людини.....	330
7.5 Контроль оптичного просвітлення шкіри людини методом фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.....	339
7.6 Висновки до розділу 7.....	350
Список використаних джерел до розділу 7.....	351
РОЗДІЛ 8. ТЕХНІЧНИЙ РОЗВИТОК МЕТОДУ ФОТОМЕТРІЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ.....	360
8.1 Лазерний доплерівський флоуметр з еліпсоїдальними рефлекторами.....	360
8.2 Фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами при визначенні показника заломлення біологічних середовищ.....	363
8.3 Спектрофотометрія еліпсоїдальними рефлекторами.....	369
8.4 Дерматоскоп на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.	370
8.5 Висновки до розділу 8.....	373
Список використаних джерел до розділу 8.....	374
ВИСНОВКИ	380
ДОДАТОК А. Акти використання результатів роботи	
ДОДАТОК Б. Список опублікованих праць за темою дисертації	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- БС – біологічне середовище
БТ – біологічна тканина
ДВ – джерело випромінювання
ЕР – еліпсоїдальний рефлектор
ВЗ – вимірювальний засіб
РЦ – розсіювальний центр
ТПВ – теорія переносу випромінювання
М-К – Монте-Карло
ІМК – інверсний Монте-Карло
Х-Г – Хені-Грінштайн
ОГ – оптичний глюкометр
ФП – фотоприймач
КПВ – координатний приймач випромінювання
МФП – матричний фотоприймач
RMS - Root mean square
СКВ – середньоквадратичне відхилення
ПЗЗ – прилад з зарядовим зв'язком
ДЗ – досліджуваний зразок
МЦР – мікроциркуляторне русло
ЛДФ – лазерний доплерівський флуориметр

ВСТУП

Актуальність теми дослідження. Сучасні засоби для фотометрії біологічних середовищ (БС) мають широкий спектр лабораторного та клінічного застосування, а також значну номенклатуру інформаційних та вимірювальних систем, що дозволяють досліджувати специфічний (в залежності від методу дослідження) набір оптичних властивостей біологічних середовищ та тканин. Традиційні, а також за останній час вдосконалені та знайдені нові розв'язки в теорії переносу оптичного, зокрема лазерного, випромінювання в біологічних середовищах, знайшли практичне застосування в новітніх засобах спектроскопії, світлової мікроскопії, молекулярної візуалізації, терапії, оптичних мікроманіпуляцій та при розробці біосенсорів. Найвдалішими з позицій клінічно-підтвердженої достовірності отриманих результатів є розв'язки, що інтегрують моделі поширення оптичного випромінювання в БС з характеристиками фотометричного засобу та дозволяють одночасно врахувати параметри зонduючого випромінювання.

До окремої групи фотометричного аналізу відносять методи оптики світлорозсіювання БС, які дозволяють визначати діагностично значущий набір оптичних властивостей біологічного середовища, зокрема коефіцієнтів розсіювання та поглинання, а також фактору анізотропії розсіювання разом з показником заломлення. Численні дослідження показали прийнятність такої інтерпретації як при ідентифікації БС та біологічних тканин (БТ), так і при виявленні порушень у їх функціональному або фізіологічному стані. Визначені у різний спосіб такі оптичні властивості БС є основою для побудови фізико-математичних та біофізичних моделей роботи діагностичної та терапевтичної апаратури.

Значний внесок в отримання практично корисних результатів при дослідженні оптичних властивостей БС зробили сучасники науковці та клініцисти світових та вітчизняних наукових шкіл, зокрема теорій поширення

оптичного випромінювання в БС (S.A. Prahl, S.L. Jacques, G. Zonios, M. Keijzer), розробці нових медико-біологічних технологій з визначення та управління оптичними властивостями БС (В.В. Тучін, І.В. Ярославський, А.Н. Башкатов, А.В. Прієзжев, І.В. Меглинський), розробці та вдосконаленню конструкцій вимірювальних засобів та методології вимірювання оптичних властивостей БС (M.J.C. van Gemert, В.Г. Петрук, С.В. Павлов, Г.С. Тимчик) та інші.

У той же час прилади і системи, призначені для біологічної діагностики та забезпечення клінічних процедур з використанням лазерної техніки, використовують переважну кількість типів, видів та конструкцій оптичних систем. При цьому їх енергетичні, передавальні та проектувальні характеристики в достатній мірі описані та вивчені. Разом з цим, при дослідженні БС, здатних до значеного просторового розсіювання падаючого випромінювання в прямому та/або зворотному напрямках, існує наукова проблема у забезпеченні здатності оптичної системи до реєстрації якомога більшої кількості такого випромінювання в межах повного або половини тілесного кута, якщо розсіювання зосереджене в одному напрямку.

Типові оптичні системи, до яких відносять інтегруючі сфери, лінзові, волоконно-оптичні та більшість дзеркальних систем і використовують для визначення, зокрема коефіцієнтів розсіювання та поглинання, мають обмежену апертуру і не дозволяють зареєструвати слабкі оптичні сигнали, що вийшли з БС під значними зенітними кутами, та напрямом їх поширення. Це призводить до значної варіабельності визначених коефіцієнтів в залежності від характеристик інформаційно-вимірювального засобу. З іншої точки зору, процедура дослідження оптичних властивостей БС потребує використання різноманітної складної та громіздкої апаратури для визначення конкретного коефіцієнта або показника. Так, визначення показника заломлення БС здійснюється за допомогою гоніометричних, інтерференційних, мікроскопічних та інших систем. Величина фактору анізотропії розсіювання в основному визначається

гоніометричним методами, а також деякими новітніми технологіями, зокрема когерентної оптичної томографії.

Використання дзеркального еліпсоїда обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею або іншими словами – еліпсоїдального рефлектора (ЕР) позбавлене зазначених недоліків і дозволяє зібрати (за умови вибору належного фокального параметра та використанні бокових поверхонь як робочих) практично все розсіяне випромінювання, що вийшло з досліджуваного БС. Проте, наразі, такий позитивний практичний ефект не має достатнього математичного та аналітичного підґрунтя, а також не підкріплений адекватною апаратно-адаптованою математичною моделлю поширення оптичного випромінювання у системі «джерело випромінювання (ДВ) + біологічне середовище + вимірювальний засіб (ВЗ)».

Таким чином, розробка методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробація конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень при дослідженні різних оптичних властивостей БС та БТ у ході єдиного експерименту, є актуальною науково-прикладною проблемою біомедичного приладобудування.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота пов'язана з напрямками науково-дослідної роботи кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського». Дослідження за дисертацією проводилися в рамках виконання держбюджетних науково-дослідних робіт: 2111-Ф 0108U000442 «Створення фундаментальних засад взаємодії польових структур об'єктів при діагностиці та лікуванні» (01.01.2008 – 31.12.2010), 2409-Ф 0111U000712 «Створення теоретичних засад новітньої інформаційної технології діагностики та дослідження спектрів біотехнічних об'єктів при лікуванні» (01.01.2011 – 31.12.2013), 2703-Ф 0114U001471 «Створення теоретичних засад дії інтегрованої

системи ранньої діагностики та прогнозування розвитку вібраційних ознак поширених захворювань» (01.01.2014 – 31.12.2016).

Мета та задачі дослідження. Метою дисертаційної роботи є створення теоретичного та експериментального обґрунтування методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіювання біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації стану.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Проаналізувати методи та засоби біофотоніки для з'ясування значущих оптичних властивостей та геометричних характеристик при дослідженні фізіологічного та фізичного стану біологічних середовищ.

2. Дослідити типову структуру та класифікаційні ознаки фотометричних систем з еліпсоїдальними рефлекторами, на підставі чого розробити метод застосування дзеркальних еліпсоїдів обертання в оптиці світлорозсіювальних середовищ для аналізу їх оптичних властивостей та ідентифікації стану.

3. Розглянути та вдосконалити технологічні засади формоутворення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні рефлекторів та її контролю.

4. Розробити математичний апарат розв'язання основного рівняння теорії переносу випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» одним з чисельних методів.

5. Розробити аналітичні та конструкторські механізми рей-трейсингу оптичного випромінювання в дзеркальному еліпсоїді обертання для аналізу його передавальних властивостей.

6. Дослідити особливості прикладної реалізації методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами в розроблених засобах оптичної біомедицинської діагностики.

7. Обґрунтувати перспективні напрямки розвитку методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами та технічного вдосконалення приладів та систем біомедичного призначення на його основі.

Об'єкт дослідження – процеси поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах, апаратні засоби його реєстрації та аналізу.

Предмет дослідження – фотометричні системи з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ.

Методи дослідження. У процесі розв'язання поставлених задач використовувались: положення теорії взаємодії оптичного випромінювання з біологічними середовищами – для диференціації БС в залежності від характеру взаємодії та визначення набору оптично значущих властивостей; методи конструювання оптико-механічних та оптико-електронних приладів – для розробки схемотехнічних рішень фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами та створення їх макетів і прототипів; методи розв'язання основного рівняння теорії переносу випромінювання – для розробки математичної моделі поширення оптичного випромінювання в системі «ДВ + БС + ВЗ»; методи статистичного моделювання – для розробки механізму симуляції Монте-Карло для прямої та оберненої задач оптики світлорозсіяння; чисельні методи оптимізації – для дослідження впливу цільових функцій на точність обчислення оптичних властивостей БС; методи апертурної фотометрії – для розробки принципів та схем зонного аналізу фотометричних зображень; теорії оптичних систем – для розробки механізму рей-трейсингу та абераційного аналізу еліпсоїдального рефлектора; методи планування теорії експерименту – для проведення експериментальних досліджень методів та систем з ЕР для біомедичного аналізу.

Наукова новизна одержаних результатів. Наукова новизна полягає в тому, що у ході виконання дисертаційної роботи вирішено важливу науково-прикладну проблему розробки методу побудови і застосування еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробації нових конструктивних, функціональних та

медико-біологічних рішень, що дало змогу теоретично та експериментально обґрунтувати метод і апаратні засоби застосування еліпсоїдальних рефлекторів для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами при виявленні їх оптичних властивостей та ідентифікації фізичного та фізіологічного стану.

1. Розроблено метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з використанням бокових поверхонь як робочих, що дозволяє визначати оптичні властивості біологічних середовищ як при прямій, так і при оберненій задачі оптики світлорозсіяння.

2. Вперше розроблено аналітичні засади фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, прикладне використання яких дозволяє за результатами єдиного експерименту визначати оптичні властивості біологічних середовищ: коефіцієнти розсіяння та поглинання, а також фактор анізотропії розсіяння.

3. Вперше створено математичну модель рей-трейсингу в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що дозволяє реалізувати прогностичний аналіз впливу параметрів фотометричної системи та біологічного об'єкту дослідження на просторовий розподіл розсіяного світла в прямому та зворотному напрямку.

4. Розроблено принципи абераційного аналізу еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів, що дозволило обґрунтувати вибір конструктивних параметрів дзеркального еліпсоїда обертання шляхом оцінки їх впливу на розподіл освітленості фотометричних зображень, отриманих за результатами модельного та реального експериментів.

5. Визначено типи та вдосконалено структуру вимірювальних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, що спрощує структурний синтез фотометричних та спектроскопічних засобів оптичної біомедичної діагностики.

6. Вдосконалено метод анабераційних точок для контролю форми внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдальних рефлекторів, що дозволяє врахувати середньо-квадратичне відхилення її профілю в залежності від кута повороту рефлектора навколо осі обертання.

Практичне значення одержаних результатів для галузі медичного приладобудування полягає в тому, що розроблені теоретичні засади та новітні методи фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для оптичного аналізу становлять науково-методологічну основу створення нового класу біомедичних систем для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ і тканин.

Практичні результати, які отримано в дисертації, дозволили:

1. Створити алгоритми та програмне забезпечення «Ellipsoidal Photometry» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 68440) для вирішення прямої задачі симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор + матричний фотоприймач», що забезпечує реалізацію розробленого методу та дозволяє розраховувати оптичні коефіцієнти та формувати фотометричні зображення.

2. Створити алгоритм та програмне забезпечення «RTER» (захищене свідоцтвом на реєстрацію авторського права № 67015) трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі, що дозволяє визначати положення центру ваги плями розсіювання в другій фокальній площині, середньо-квадратичне відхилення променів в залежності від координат запуску та направляючих косинусів в першій фокальній площині.

3. Розробити конструкції біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, реалізовані додатковим обладнанням для стереоскопічного мікроскопу, а також у вигляді макету окремого приладу.

4. Розробити схеми зонного аналізу фотометричних зображень та програмне забезпечення «Parse Image», що дозволяють визначати освітленість приймальної площини фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що формується внаслідок вісе-симетричного або направленого характеру світлорозсіювання біологічними середовищами.

5. Розробити методику визначення величини фактору анізотропії розсіювання на підставі аналізу освітленості різних зон фотометричних зображень у

відбитому та пропущеному світлі.

6. Розробити макети та прототипи оптичних біомедичних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема для кутової фотометрії біологічних середовищ, оптичної неінвазивної глюкометрії, оптичної ідентифікації типу поверхні в системі оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця людини.

Особистий внесок здобувача. Усі винесені на захист результати дисертації, що узагальнили результати досліджень і наведені у списку публікацій здобувача, отримано особисто. Серед них: ідея використання методу фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні; аналіз функціональних особливостей застосування ефекту Доплера в засобах оптичної біомедичної діагностики; розробка методу та особливостей прикладної реалізації фотометрії дзеркальними еліпсоїдами обертання при визначенні оптичних властивостей БС; ідея застосування ЕР для вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання (ТПВ) методами потокових моделей та розробка принципів функціонування вимірювального засобу; ідея використання ЕР для попереднього спектроскопічного аналізу та оцінки кількості перетинів при дослідженні осьової анізотропії розсіяння волокнистих БС; розробка принципів функціонування пристрою з двома ЕР для реєстрації дифузно-розсіяного світла та багатоканальної фото-приймальної системи; ідея реєстрації індикатриси розсіяння зі змінною фотометричною відстанню та тілесним кутом фотореєстрації; ідея розробки просторових фотометричних засобів для реєстрації розсіяного випромінювання в межах повного тілесного кута; розробка схем зонного аналізу фотометричних зображень при фотометрії ЕР; вдосконалення та розробка технологій виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів та контролю їх форми; розробка математичного апарату рей-трейсингу в ЕР для задач оптичної ідентифікації БС; обґрунтування вибору функціональних рухів пальців верхньої кінцівки людини для системи контролю біонічним протезом на основі нейронної мережі та принципів оптичного зворотного зв'язку з використанням ЕР; розробка

принципів та моделі розподілу фотонів в центральній поперечній моді лазерного пучка для фотометрії ЕР; розробка принципів фотометрії ЕР при різних кутах падіння лазерного випромінювання; розробка принципів раманівської спектроскопії для діагностичних засобів з ЕР; ідея застосування фотометру з ЕР для контролю рівня оптичного просвітлення БС; ідея застосування аналітичної моделі зонного аналізу фотометричних зображень для визначення фактору анізотропії БС.

Апробація результатів дисертації. Основні наукові та практичні результати, отримані в дисертаційній роботі, були представлені та обговорювались на таких наукових міжнародних та всеукраїнських конференціях: «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів» (м. Кременчук, 2008, 2009, 2011, 2012), «Людина і космос» (м. Дніпропетровськ, 2009), «Приладобудування: стан і перспективи» (м. Київ, 2009, 2011, 2018, 2019), «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» (м. Київ, 2011), «Современные тенденции развития приборостроения» (м. Луганськ, 2012), «Новые направления развития приборостроения» (г. Минск, Беларусь, 2013, 2014, 2015, 2016), «European Conferences on Biomedical Optics (ECBO)» (Munich, Germany, 2013), «Biophotonics—Riga» (Riga, Latvia, 2013), «Приборостроение» (г. Минск, Беларусь, 2016, 2017, 2018), IEEE International Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO) (Kyiv, 2017), «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» (м. Черкаси, 2017), «Dynamical systems: theory and applications» (Lodz, Poland, 2017), «IEEE International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)» (Riga, Latvia, 2018).

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи викладені у 69 наукових працях, у тому числі 19 статей у наукових фахових виданнях (з них 6 статей у виданнях іноземних держав, 12 у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз), 2 патенти на винахід, 9 патентів на корисну модель, 24 тез доповідей в збірниках матеріалів конференцій.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається з анотації двома мовами, вступу, восьми розділів, висновків, списків використаних джерел та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 380 сторінок, з яких основний зміст викладено на 287 сторінках, містить 136 рисунків (19 рисунків на окремих сторінках), 14 таблиць (одна таблиця на окремій сторінці). Список використаних джерел сформований опціонально – в кінці кожного розділу основної частини.

РОЗДІЛ 1

ФОТОМЕТРИЧНИЙ БАЗИС МЕТОДІВ БІОФОТОНІКИ

У даному розділі представлені результати аналітичного огляду та літературного пошуку, що розкривають проблематику порушуваних у дисертації задач. Зокрема, наведені та охарактеризовані області застосування методів біофотоніки, що найчастіше використовуються при оптичній біомедичній діагностиці та клінічних процедурах за певною медичною спеціалізацією. Проаналізовані особливості поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах, а також основні принципи теорії переносу випромінювання, що математично та аналітично інтерпретують цей процес. Проаналізовані оптичні властивості окремих біологічних середовищ та розглянуті типові інформаційно-вимірювальні засоби, що застосовуються для їх дослідження.

1.1 Застосування методів біофотоніки в дослідженні біологічних середовищ

Застосування методів біофотоніки при дослідженні різноманітних біологічних середовищ передбачає врахування особливостей генерації електромагнітного випромінювання оптичного діапазону, його детектування, спектроскопічного аналізу хімічного складу, оптико-механічного, оптико-електронного та математично-статистичного проектування інформаційно-вимірювальних засобів з метою біомедичної діагностики, терапії, моніторингу, візуалізації, хірургії тощо. Синонімічним рядом термінологічного використання методів біофотоніки є також аналітика методів біомедичної оптики, що так само описують процеси взаємодії світла з біологічним середовищем. Рисунок 1.1 ілюструє можливі, але не вичерпні, результати такої взаємодії, що можуть проявлятися у пропусканні, відбитті, поглинанні, флуоресценції, розсіянні тощо і використовуватись для аналізу біологічних тканин та середовищ, а також їх структурних або модифікованих компонентів.

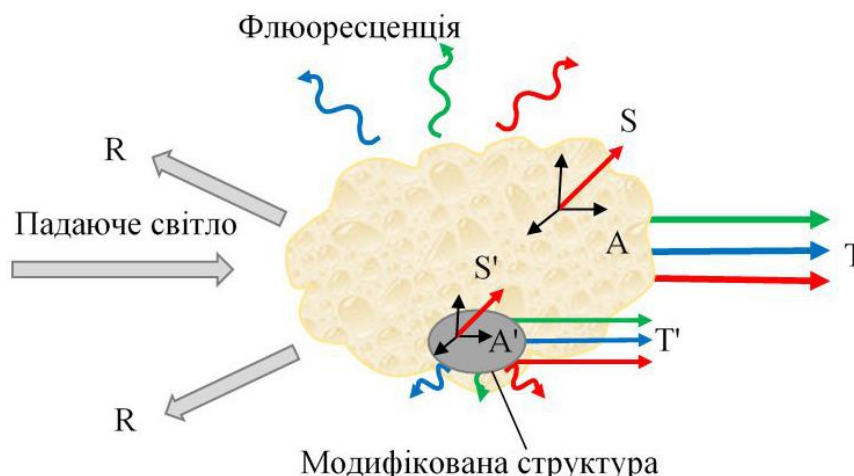


Рисунок 1.1 Взаємодія світла з біологічним середовищем [1]: R – коефіцієнт відбиття; S – коефіцієнт розсіяння БС; S' – коефіцієнт розсіяння модифікованої структури БС; A – коефіцієнт поглинання БС; A' – коефіцієнт поглинання модифікованої структури БС; T – коефіцієнт пропускання БС; T' – коефіцієнт пропускання модифікованої структури БС

Слід зазначити, що на рис.1.1 показано як випадок дослідження квазі-однорідного середовища, так і середовища з окремими неоднорідностями, з відповідними значущими оптичними коефіцієнтами, що характеризують частку відбитого (R), поглинутого (A та A'), пропущеного (T та T') та розсіяного (S та S') світла по відношенню до падаючого. У залежності від характеристик падаючого оптичного випромінювання, властивостей БС та методу аналізу може спостерігатись спектральна залежність окремих або всіх видів взаємодії. Слід зазначити, що у випадку локалізації модифікованої структури поблизу поверхні досліджуваного БС, на яку падає зондуєме випромінювання, слід розглядати ще й коефіцієнт дифузного відбиття середовища модифікованої структури.

Окрім властивостей до швидкого оптичного дослідження клітинних структур та їх функцій на тканинному рівні та на рівні органів з максимальною точністю та чутливістю використання світла не завдає досліджуваному об'єкту шкоди [2]. Ці особливості роблять методи біофотоніки унікальним інструментом для більшості сучасних біологічних та медичних наук. Прикладне застосування методів

біофотоніки полягає у 2D та 3D візуалізації клітин, тканин та органів; неінвазивному дослідженні біометричних параметрів; терапевтичній обробці уражених, хворих або небажаних клітин; виявленні пошкоджених клітин та тканин; моніторингу загоювання ран і прогресу терапевтичних методів лікування; хірургічних процедурах, зокрема таких як лазерне розрізання, абляція та видалення [2].

Поміж інших, виділимо наступні дві області застосування методів біофотоніки [1,2]. До першої області відносять оптичні біомедичні дослідження, іншими словами оптичну біомедичну діагностику. У цьому випадку методи та засоби [3-5] біофотоніки використовуються для:

- виявлення основних функцій клітин і молекул;
- дослідження етіології захворювань з метою розробки механізму їх ранньої діагностики;
- розробки таргетної терапії та мінімально інвазивного лікування;
- контролю за станом здоров'я з метою профілактики захворювань.

Другу область складають клінічні процедури, що використовуються в рамках окремої медичної спеціалізації:

- кардіологія (включаючи васкулярну медицину та ангіологію) – використання лазерів та оптичних волокон для пошуку і візуалізації атеросклеротичних бляшок, діагностики функцій серця, моніторингу процедур лазерної хірургії фібриляції передсердь, зниження стенокардії, діагностики мікроциркуляції, лікування варикозного розширення вен та лікування захворювань кровоносної та лімфатичної систем тощо [6 - 9];

- стоматологія – виявлення карієсу та тріщин у зубах, абляція м'яких та твердих тканин, ендодантична терапія, виявлення та лікування захворювань зубів, ясен; взаємодія типу «лазер – біологічна тканина» застосовується для точного фокусування когерентних променів у конкретних точках твердої зубної емалі та кістки без пошкодження оточуючих тканин з метою видалення інфікованої тканини та підготовки зубів до встановлення пломб або коронок; хірургія ясен, стерилізація стінок каналів, лікування виразок порожнини рота та відбілювання зубів [10 – 12] ;

- дерматологія – лікування атрофії шкіри, потовщення шкіри, варикозного розширення вен, судинних уражень, видалення небажаного волосся, вікових плям, хірургічних шрамів та шрамів від вугрів, пігментних уражень [13 - 17];

- гастроентерологія – використання ендоскопів для діагностики нижнього та верхнього шлунково-кишкового тракту з метою виявлення аномалій; використання лазерів для руйнування раку стравоходу та шлунку, фотокоагуляція виразок [18 – 23];

- онкологія – рання неінвазивна діагностика раку *in vivo* за допомогою різноманітних оптичних методів для діагностики тканин, лікування раку з використанням фотодинамічної терапії, виявлення границь та геометрії пухлин та інше [24 - 26];

- офтальмологія – хірургія сітківки (лікування катаракти, глаукоми та вікової макулярної дегенерації), рефракторна хірургія рогівки, візуалізація шару нервових волокон сітківки та виявлення змін в анатомії та фізіології ока [27 – 31];

- нейрофотоніка/оптогенетика – використання світла для активації або пригнічення сигналів між нейронами для вивчення зв'язку між роботою нейронної мережі та поведінковими або сенсорними функціями для лікування нейро-психіатричних захворювань [32 – 34];

- фотобіомодуляція – стимуляція біологічних тканин для полегшення гострої та хронічної болі, лікування розтягнень і наслідків спортивних травм, прискорення загоєння, лікування нервових травм [35 – 38].

Таким чином, розмаїття сфер застосування методів біофотоніки для вирішення складних біологічних та медичних задач на основі дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ показує широку перспективу для їх вдосконалення, зокрема для підвищення точності та достовірності оптичної біомедичної діагностики, а також функціональності та ефективності клінічних процедур.

1.2 Поширення світла в біологічних середовищах

Внаслідок того, що структури, з яких складаються БС та БТ, є багатокомпонентними, неоднорідними та в більшості випадків багат шаровими, опис поширення оптичного випромінювання в них є складним мультирівневим процесом з багатьма невідомими. Основу взаємодії світла з БС складають процеси відбиття, заломлення, поглинання та множинного розсіювання. Перші два процеси в значній мірі підпорядковані законам геометричної оптики і характеризують взаємодію з границями розподілу. Поглинання є визначальним для глибини проникнення випромінювання в товщу досліджуваного БС і залежить від довжини хвилі. Розсіювання світла змінює просторові та спектральні властивості випромінювання і лежить в основі більшості методів біофотоніки. Взаємодія світла з БС може проявлятися у вигляді різних механізмів фізичного впливу, зокрема фотохімічної взаємодії, фотобіомодуляції, термічного стимулювання, фотоабляції, індукованої плазмою абляції, фотодеструкції. До ключових явищ, що використовують для біомедичного оптичного аналізу БС відносять інтерференцію (формування спеклів) та флуоресценцію.

Як показано на рис. 1.1, основні ефекти поширення світла в БС включають відбиття від поверхні, заломлення, поглинання та багатократне розсіювання. У зв'язку з тим, що різні компоненти біологічного середовища мають різні оптичні властивості, то впродовж певного шляху поширення всередині БС світлові промені (фотони) зазнають окремого або поєданого впливу різних фізичних параметрів (наприклад, показника заломлення, коефіцієнту поглинання або коефіцієнту розсіювання). Це може призводити до плинних або різких змін на границях тканин або структур, наприклад, на межі між м'якою біологічною тканиною та органами або кістковою тканиною. Розглянемо особливості проявів окремих процесів, що супроводжують поширення оптичного випромінювання в біологічних середовищах.

1.2.1 Заломлення світла

Методи оптичної біомедичної діагностики, що базуються на рефракції, переважно застосовуються в офтальмології для дослідження властивостей прозорих тканин (рогівки, передньої камери, скловидного тіла, кришталика), зокрема їх показників заломлення. На рис. 1.2 схематично показані основні складові ока людини.

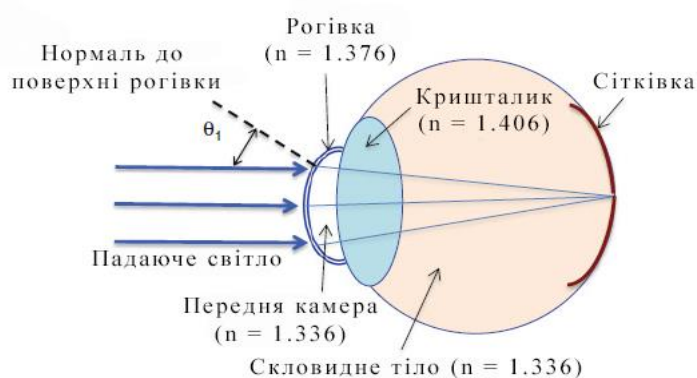


Рисунок 1.2 Основні компоненти ока людини та їх показники заломлення [1]

Біологічні середовища різних компонентів ока людини, без функціональних відхилень або фізіологічно змінених в залежності від форми границь розподілу та показників заломлення, фокусують зображення об'єктів на сітківці. Найбільшу різницю показників заломлення у цьому випадку можна спостерігати на межі «повітря – рогівка», тому саме рогівку вважають основним середовищем ока, що завдяки великому радіусу кривизни в центральній частині формує зорове сприйняття людини. Кришталику властивий градієнт показника заломлення від центра до країв та динамічне формоутворення для фокусування на об'єктах, що знаходяться на різних відстанях. Клінічні процедури по корекції показника заломлення зазвичай здійснюються з використанням ексимерних лазерів для суттєвої зміни форми рогівки (наприклад, при кератоконусі [39]), заміни кришталика (наприклад, при хірургії катаракти [40]), а також при лікуванні загальних зорових розладів (наприклад, короткозорості, далекозорості та астигматизму [41]).

1.2.2 Відбиття від границі розподілу

Як і у випадку поверхонь об'єктів різної природи, при взаємодії світла з поверхнями БС може виникати дзеркальне та/або дифузне відбиття, характер та частка якого залежить від текстури поверхні. З огляду на природні властивості БС та БТ дзеркальне (колімоване) відбиття є наслідком малості поверхневих дефектів (шорсткості) у порівнянні з довжиною хвилі падаючого світла. Часто, при дослідженні зрізів БТ [42] або гомогенізованих БС [43], їх розміщують між скляними пластинами або в розчині для вирівнювання границь розподілу і чіткого розмежування колімованої та дифузної складової. При цьому загальна енергія відбитих та заломлених пучків зберігається, якщо світло не зазнає поглинання або розсіяння в процесі поширення всередині БС. Також при використанні методів оптичного дослідження, що базуються на явищі дзеркального відбиття, слід враховувати поляризацію падаючого пучка променів [44, 45]. Кут падіння на поверхню БС визначає частку (коефіцієнти Френеля) дзеркально-відбитого світла як s-поляризації, так і р-поляризації. Важливим при дослідженні показника заломлення біологічних середовищ є явище повного внутрішнього відбиття, що використовується у низці рефрактометричних методів [46, 47].

Дифузне відбиття від поверхні виникає внаслідок наявних мікро-нерівностей, що спів-мірні або перевищують довжину хвилі падаючого світла, і призводить до його розсіяння в усіх напрямках (рис.1.3).

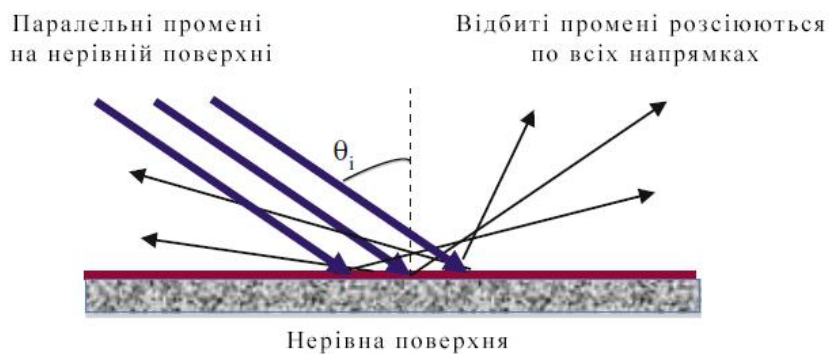


Рисунок 1.3 Дифузне відбиття від нерівної поверхні [1]: θ_i - кут падіння

При *in vivo* дослідженнях переважно мають справу з негладкими поверхнями, тому діагностичну цінність у такому випадку представляє дифузна складова. З точки зору модельної інтерпретації відбиття світла від такої поверхні враховують розмір мікро-нерівностей, а промінь світла, що на неї потрапляє, підпорядкований закону дзеркального вибиття або заломлення в залежності від кута падіння та типу БС. При дослідженні оптично мутних або випадково-неоднорідних багатокомпонентних БС, слід враховувати, що до їх складу входять, наприклад, ядра, органели, колаген та інш., що розсіюють світло нерівномірно в усіх напрямках. Тому, з урахуванням шорсткої поверхні (поверхонь шарів досліджуваного БС), використовують термін дифузно-розсіяне світло. Таке дифузно-розсіяне в прямому та/або зворотному напрямку світло може бути використане для зондування і отримання зображень просторових варіацій оптичних властивостей БС. Дифузно-розсіяне світло лежить в основі спектроскопії пружного розсіяння (спектроскопія дифузного відбиття) [48 - 50], яка є неінвазивною методикою візуалізації для виявлення змін фізичних властивостей клітин у БТ. При падінні пучка фотонів на зразок БС, що дифузно розсіює світло, дифузне відбиття визначається як ослаблення фотонів на одиницю поверхні. Найбільш точними математичними методами, що дозволяють визначати дифузне відбиття є моделювання Монте-Карло та дифузійна теорія (див. п.1.4).

1.2.3 Поглинання світла

Структурними елементами, що відповідають за поглинання світла в БС є його молекули. Поглинання здійснюється, коли енергія фотонів дорівнює інтервалу між рівнями квантової механічної енергії молекул. У БС основними атомами є хімічні елементи водню, вуглецю, азоту, кисню та сірки [1]. Проникнення світла через границю розподілу в середину БС призводить до взаємодії ЕМ поля фотону та молекули, при цьому частина енергії фотона перетворюється в тепло або призводить до збільшення молекулярних коливань у середовищі. Результатом цього є

поглинання, рівень якого визначається електронною структурою атомів і молекул, довжиною хвилі падаючого світла, товщиною і температурою поглинаючого шару.

Поглинання світла визначається поперечним перетином поглинання σ_a , що характеризує поглинальну здатність об'єкту. Цей параметр встановлює зв'язок між інтенсивністю $I_0 = P_0 / S$ світлового пучка потужністю P_0 , що падає на об'єкт з площею поперечного перетину S , та кількістю поглинутої потужності P_{abs} . Таким чином, поперечний перетин поглинання має одиницю виміру площі і визначається, як

$$\sigma_a = \frac{P_{abs}}{I_0} = \frac{P_{abs}}{P_0 / S}, \quad (1.1)$$

Більш затребуваним в оптиці біологічних середовищ вважається коефіцієнт поглинання μ_a , який вимірюється в $см^{-1}$ або $мм^{-1}$. Для БС, що має рівномірний розподіл однакових поглинаючих центрів з густиною ρ , коефіцієнт поглинання пов'язаний з поперечним перетином поглинання (1.1) через наступний вираз:

$$\mu_a = \rho \sigma_a \quad (1.2)$$

Іншими словами, коефіцієнт поглинання (1.2) визначає ймовірність поглинання фотону в середині БС на одиницю довжини.

Для колімованого світла також справедлива залежність від довжини, на яку світло проникає в БС, у відповідності до закону Бугера-Ламберта-Бера (Бера-Ламберта):

$$I_a(d) = (1 - R)I_0 \exp(-\mu_a d), \quad (1.3)$$

де $I_a(d)$ - інтенсивність на відстані d в БС; I_o - інтенсивність падаючого світла; μ_a - коефіцієнт поглинання; R - коефіцієнт відбиття Френеля на поверхні тканини при нормальному падінні променів.

У більшості випадків коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі. Якщо у досліджуваному БС присутні N різних типів поглинаючих молекул, а молярна концентрація і коефіцієнт молярного поглинання (коефіцієнт молярної екстинкції) n -го молекулярного типу буде c_n (вимірюється в моль/л) та $\varepsilon_n(\lambda)$ (вимірюється в $(\text{моль/л})^{-1}\text{см}^{-1}$) відповідно, то коефіцієнт поглинання визначається, як:

$$\mu_a = \sum_{n=1}^N c_n \varepsilon_n(\lambda), \quad (1.4)$$

Коефіцієнт молярного поглинання (1.4) кожного компонента залежить від довжини хвилі і є мірою того, наскільки сильно n -й молекулярний тип поглинає світло певного спектрального складу.

Для опису поглинання також використовується параметр оптичної щільності $D(\lambda)$, що також залежить від довжини хвилі. З урахуванням виразів (1.3) та (1.4) оптична щільність на відстані d визначається, як:

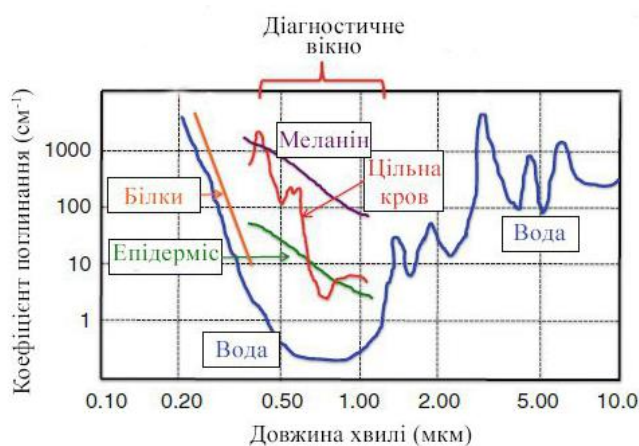
$$D(\lambda) = \ln\left(\frac{I_o}{I_a(d)}\right) = \sum_{n=1}^N c_n \varepsilon_n(\lambda) d. \quad (1.5)$$

Чим більша оптична щільність БС, тим більша частина оптичної потужності втрачається. Зворотний до коефіцієнту поглинання коефіцієнт називається глибиною проникнення або довжиною поглинання l_a :

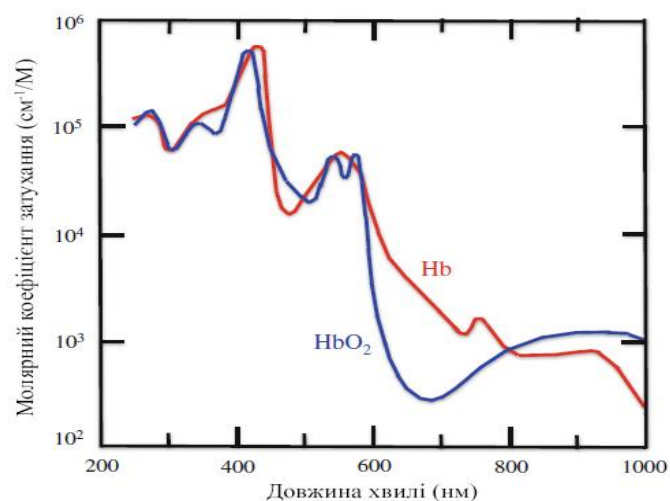
$$l_a = 1 / \mu_a . \quad (1.6)$$

Глибина проникнення характеризує довжину d , для якої інтенсивність зменшилася в $1/e$ разів від її початкового значення.

Поглинання в БС обумовлене в основному молекулами води та макромолекулами, такими як білки та хромофор. Хромофор є частиною органічної молекули, яка поглинає світло на певних довжинах хвиль і пропускає або відбиває випромінювання інших довжин хвиль. Як видно з рисунку 1.3.а, вода є головною поглинаючою речовиною в ультрафіолетовій та інфрачервоній області. Оскільки вода є основною складовою більшості БС та БТ, властивості її поглинання мають визначальне значення при взаємодії зі світлом.



а)



б)

Рисунок 1.3 Поглинання світла в біологічних середовищах [1]: коефіцієнт поглинання різних БС та БТ (а); коефіцієнт молярної екстинкції оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну (б)

У видимій та УФ областях спектру суттєвими поглиначами є ароматичні амінокислоти (такі як триптофан, тирозин і фенілаланін), білки, меланіни, ДНК і порфірини (які включають гемоглобін, міоглобін, вітамін В12 та цитохром). Ароматичні амінокислоти мають значні поглинаючі піки в діапазоні 200-230 нм і локальні піки в діапазоні 250-280 нм. Білки зазвичай мають пікове значення

поглинання приблизно на довжині хвилі 280 нм, що залежить від концентрації амінокислот, таких як триптофан.

Важливими поглинаючими речовинами в БС є також хромофорний меланін та білковий гемоглобін. Меланін відповідає за колір шкіри, волосся та очей. З рис.1.3.а видно, що коефіцієнт поглинання меланіну монотонно спадає при зміні довжини хвилі від УФ до видимого діапазону. Меланін ефективно поглинає світло і здатен розсіяти 99,9% поглиненого УФ випромінювання. Через це його діагностика важлива для задач захисту клітин шкіри від сонячної радіації. Гемоглобін є основним білком, який транспортує кисень з легень до органів, а також виконує функції антиоксиданту та регулятора метаболізму заліза. Кожна молекула гемоглобіну всередині еритроциту має чотири залізовмісні гемові групи та один білковий глобін. Атоми кисню легко зв'язуються з атомами заліза, внаслідок чого молекули гемоглобіну транспортують до 97% кисню в крові. Насиченість крові гемоглобіном характеризує ступінь наповненості гемоглобіну молекулами кисню. Гемоглобін повністю насичений, коли кисень приєднується до всіх чотирьох гемових груп. Гемоглобін, який не пов'язаний з атомами кисню, називається дезоксигемоглобіном і позначається Hb. Коли кисень зв'язується з атомами заліза, результуюча молекула гемоглобіну змінює свою структуру і називається оксигемоглобіном (позначається HbO₂). Ця структурна зміна призводить до зміни спектру поглинання (рис.1.3.б). Обидві форми гемоглобіну сильно поглинають до 600 нм і мають піки поглинання близько 280, 420, 540 і 580 нм, які використовуються для аналізу крові. На довжині хвилі 600 нм спектр HbO₂ різко падає майже на два порядки, а потім залишається на доволі низькому рівні на більших довжин хвиль. Поглинання спектру Hb монотонно зменшується зі збільшенням довжини хвилі і перетинає спектр HbO₂ при 800 нм [1].

Коефіцієнти поглинання для різних компонентів БС визначають наскільки глибоко світло може проникнути всередину середовища на певній довжині хвилі, а також кількість поглинутої енергії. Інтегрально ступінь поглинання залежить від типу БС і в багатьох випадках є функцією довжини хвилі. Світло легко поглинається

в ультрафіолетовій (<400 нм) і середній інфрачервоній (>2 мкм) областях. Таким чином, світло не може глибоко проникати в БС в цих спектральних діапазонах, і через це відбувається невелике згасання через розсіювання. Існує вікно низького поглинання в видимому і ближньому ІЧ спектральних діапазонах, що знаходиться в діапазоні від 400 нм до 2 мкм (за іншими джерелами від 500 нм до приблизно 1.5 мкм) та дозволяє більш глибоко проникати в середовище. Цей діапазон довжин хвиль називають діагностичним або терапевтичним вікном, оскільки він забезпечує найкращі умови для оптичної діагностики та терапії в живому організмі. Аналізуючи коефіцієнти поглинання меланіну, цільної крові та епідермісу (рис.1.3.а) можна відзначити їх більші абсолютні значення в порівнянні з водою. Проте, оскільки їх концентрація в порівнянні з водою значно менша, то в терапевтичному вікні вони обумовлюють невелику кількість поглинання. Характеристики поглинання світла БС для спектральних діапазонів поза терапевтичним вікном важливі для реалізації функцій, які залежать від високої оптичної потужності поглинання, таких як різання [51, 52], зварювання [53] та абляція [54] тканин. В інших випадках діагностична цінним вважається врахування розсіювальних властивостей БС.

1.2.4 Розсіювання світла

Розсіювання променів (фотонів) у БС є ще одним істотним фактором, що характеризує взаємодію оптичного випромінювання з середовищем. Однократне розсіювання є наслідком надтонкого зразка досліджуваного середовища, що мало впливає на просторовий розподіл пропущеного або відбитого світла, і, переважно, характеризує колімовану складову, підпорядковууючись закону Бугера-Ламберта-Бера (1.3). У свою чергу, багатократне розсіювання та поглинання фотонів всередині БС призводить до збільшення частки і просторового «розкиду» світла. Розсіювання відбувається, коли фотони стикаються з компактним об'єктом, що має відмінний від оточуючого середовища показник заломлення. Розсіювання в БС, на відміну від

класичного розсіювання в фізиці, в більшій мірі залежить від структури сполучних тканин, у яких знаходяться розсіювальні центри (РЦ). Оскільки більшість середовищ та тканин людського організму є гетерогенними речовинами, яким властива суттєва просторова варіація оптичних властивостей, вони вважаються оптично непрозорими матеріалами. Частіше їх називають мутними (оптично мутними) біологічними середовищами.

Розсіювання світла в БС залежить від довжини хвилі падаючого світла, а також від розмірів, структури та показників заломлення компонентів середовища, які відповідають за розсіювання, наприклад, клітинні мембрани, колагенові волокна та органи [55]. Процес розсіювання домінує над поглинанням у спектральному діапазоні 600-1600 нм, тобто у діагностичному вікні. Тому дослідження ефектів світлорозсіювання в прямому та зворотному напрямках є основою багатьох діагностичних і терапевтичних методів та засобів біофотоніки. У діагностичних цілях, таких як візуалізація, індуковані захворюваннями зміни в тканинах можуть впливати на властивості розсіювання, що дає діагностичні показники для ідентифікації здорових та хворих тканин. У терапевтичних цілях дані про розсіювання фотонів корисні для таких функцій, як визначення рівнів дозування та оцінки прогресу під час сеансу малоінвазивної терапії.

Елементи розсіювання містяться в чотирьох основних типах тканин, якими є: тканини епітелію (шар клітин, який оточує поверхню або є лінією розмежування порожнини всередині тіла), сполучної, нервової та м'язової тканини. Органи в тілі складаються з пошарового поєднання цих основних тканин.

У процесі розсіювання світло взаємодіє з тканинними компонентами таким чином, що деякі фотони зі світлового пучка змінюють свій початковий напрямок і перенаправляються в різні боки. Як правило, у залежності від довжини хвилі, світло може проникати до глибини декількох сантиметрів у тканину. Однак сильне розсіювання є причиною неможливості отримання чіткого уявлення про тканинні характеристики на глибині навіть в декілька міліметрів.

Як зазначено у роботі [1], розміри елементів розсіювання в біологічних тканинах коливаються від приблизно 0,01 до 20 мкм (рис.1.4), що відповідає структурним елементам починаючи від клітинних мембран і закінчуючи цілими клітинами.

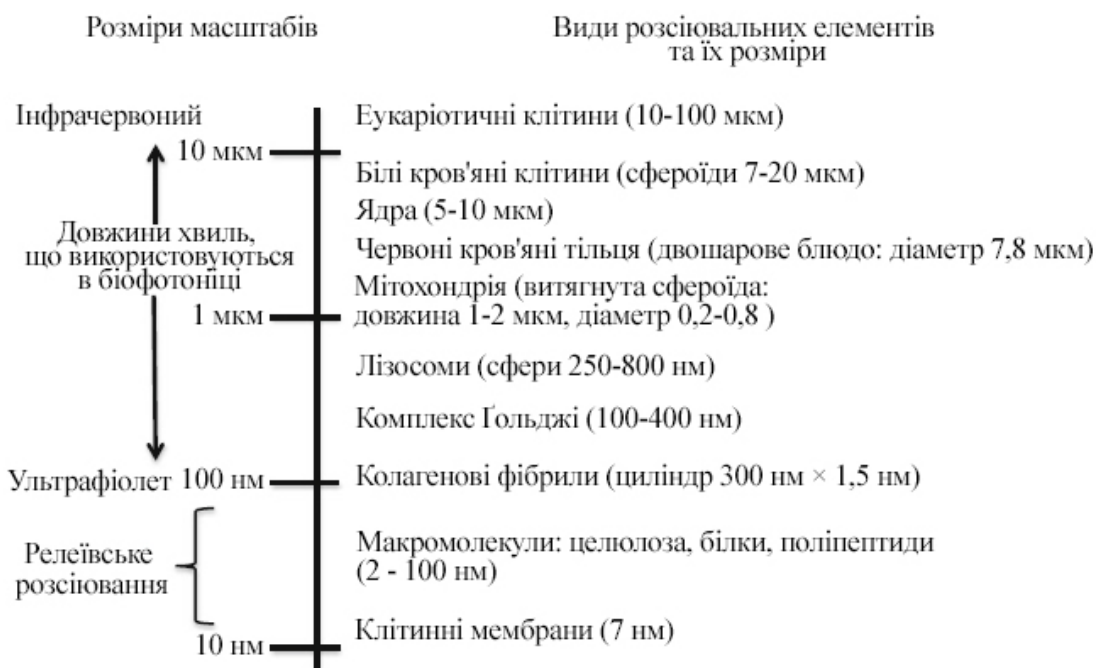


Рисунок 1.4 Розміри елементів розсіювання в біологічному середовищі [1]

Розміри еукаріотів в цілому складають 10 мкм і вище. Наприклад, червоні кров'яні клітини мають форму двошарового диска діаметром 7,8 мкм та товщиною 2,6 мкм, білими кров'яними клітинами є сфероїди діаметром від 7 до 20 мкм, а тромбоцити - сплюснутими сфероїдами, у яких приблизно 3,6 мкм діаметр і 0,9 мкм товщина. Фотони найсильніше розсіюються частинками, розмір яких приблизно дорівнює довжині хвилі, а показник заломлення наближений до показника заломлення речовини, у якій знаходиться частинка. Таким чином, основними сильно розсіювальними елементами в клітині можна вважати клітинні ядра та мітохондрії. Середній показник заломлення біологічної тканини становить від $n=1,34$ до $n=1,62$, що вище, ніж $n=1,33$ води. У таблиці 1.1 наведено показники заломлення деяких поширених компонентів БС.

Розсіювання фотонів може бути або пружним або непружним. У випадку пружного розсіювання фотони мають однакову енергію, а відтак довжина хвилі

розсіяного світла не змінюється. Розсіяння Релея [56] характеризує пружне розсіяння. Ефекти пружного розсіяння використовуються у багатьох біомедичних методах, таких як оптична когерентна томографія [57 - 59], конфокальна мікроскопія [60, 61] та спектроскопія пружного розсіяння [62, 63].

Таблиця 1.1 Показники заломлення компонентів БС [1]

Тканинний компонент	Показник заломлення
Цитоплазма	1.350 - 1.375
Епідерміс	1.34 - 1.43
Позаклітинні рідини	1.35 - 1.36
Печінка людини	1.367 - 1.380
Меланін	1.60 - 1.70
Мітохондрія	1.38 - 1.41
Зубна емаль	1.62 - 1.73
Цільна кров	1.355 - 1.398

Непружне розсіяння відбувається при значно нижчій ймовірності самого акту розсіяння ніж пружне і передбачає обмін енергією між фотоном і розсіювальним центром. Раманівське розсіяння є основним типом neprужного розсіяння, що використовується в біофотоніці. Цей процес є основою для таких процедур, як комбінована вібраційна спектроскопія та комбінаційне Раманівське розсіяння на поверхні (SERS) [64 - 66]. Раманівське розсіяння є одним з найбільш точних методів дослідження структур та динамічних функцій біологічних молекул, діагностики та контролю прогресу захворювань (етіологія катаракти, передракових та ракових уражень м'яких тканин людини, атеросклеротичних уражень коронарних артерій, кісткових та стоматологічних патологій тощо).

Надалі для опису характеристик та типів розсіяння скористаємось структурою роботи [1], яка є вдалим та лаконічним літературним аналізом основ біофотоніки. В основі математичного аналізу **пружного розсіяння** світла лежить теорія розсіяння Мі (Лоренца-Мі-Дебая) [67-69], що описує розсіяння на сферичній частинці довільного розміру. При цьому, не зважаючи на суттєві відмінності від сферичної форми реальних РЦ в біологічному середовищі, характер розсіяння на них може

бути вдало інтерпретований за умови порівнюваності розмірів частинок та їх показників заломлення. Розсіяння Мі має важливе значення при дослідженні клітин крові, які мають розміри від 2,5 до 20 мкм [55]. Якщо розміри РЦ набагато менші (менші за ~ 100 нм), ніж довжина хвилі падаючого світла, то використовують більш просту теорію розсіяння Релея.

Аналогічно поглинанню, кількісною характеристикою розсіяння є його перетин σ_s , що характеризує розсіювальну здатність об'єкту. Перетин розсіяння встановлює залежність між інтенсивністю $I_0 = P_0 / S$ світлового променя потужністю P_0 , що падає на об'єкт з площею поперечного перетину S , та кількістю розсіяної енергії P_{scatt} . Таким чином, поперечний перетин розсіяння визначається, як:

$$\sigma_s = \frac{P_{scatt}}{I_0}. \quad (1.7)$$

Перетин розсіяння (1.7) описує область, яку об'єкт розсіяння виділяє з поперечного перетину падаючого пучка світла під час процесу відхилення величини розсіяної потужності P_{scatt} від пучка. Перетин розсіяння не вважається проекцією геометричної області об'єкта, тому що різні об'єкти з однаковим розміром можуть мати різні сегменти розсіяння.

Як і у випадку поглинання, нерозсіяну компоненту падаючої інтенсивності у результаті проникнення крізь розсіювальне БС товщиною d можна описати законом Бера-Ламберта:

$$I_s(x) = I_0 \exp(-\mu_s d), \quad (1.8)$$

де μ_s - коефіцієнт розсіяння середовища, вимірюється в $см^{-1}$ або $мм^{-1}$ і визначає ймовірність розсіяння фотону на одиницю довжини шляху. У БС, що має рівномірний розподіл однакових РЦ густиною ρ , коефіцієнт розсіяння становить:

$$\mu_s = \rho\sigma_s. \quad (1.9)$$

Обернений до μ_s коефіцієнт називається середнім вільним пробігом l_s :

$$l_s = 1/\mu_s. \quad (1.10)$$

Формула (1.10) визначає середню відстань, на яку фотон переміщується між актами розсіяння.

На рис. 1.5 представлені значення коефіцієнтів розсіяння деяких біологічних середовищ. Як видно з рис. 1.5.а [70] в ближньому ІЧ спектральному діапазоні коефіцієнти розсіяння тканини простати ураженої раком та у нормі різняться на 30% на всьому досліджуваному діапазоні, причому абсолютні значення нормальної тканини вищі.

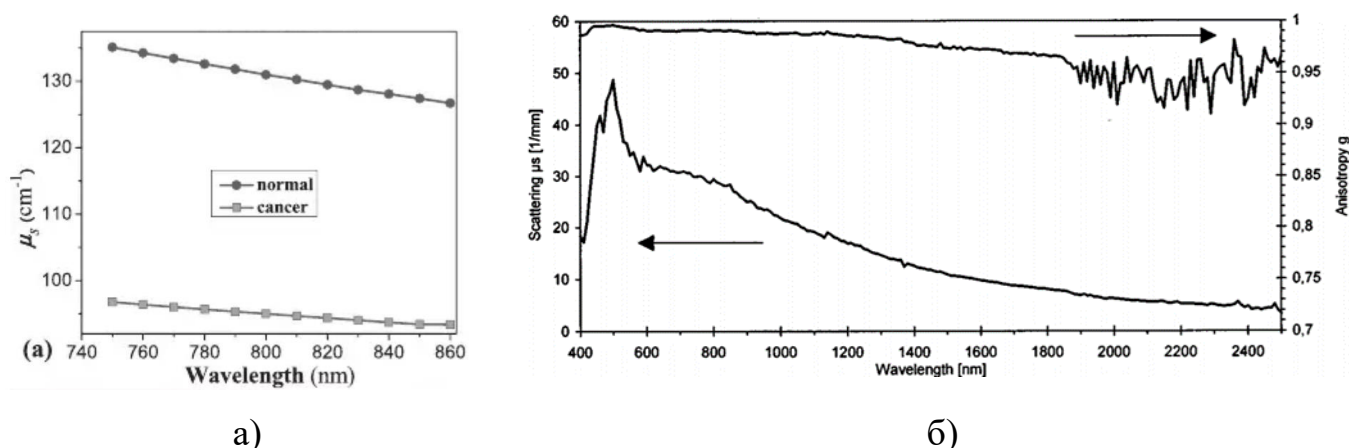


Рисунок 1.5 Розсіяння світла в біологічних середовищах: залежність коефіцієнту розсіяння для тканини простати в нормі та ураженої раком в залежності від довжини хвилі (а) [70]; спектральна залежність коефіцієнту розсіяння та фактору анізотропії розсіяння для насиченої киснем ізотонічної крові з показником гематокриту 55% [71]

Як можна побачити на рис. 1.5.б та за матеріалами роботи [71] в широкому спектральному діапазоні відмінності в коефіцієнті розсіяння та факторі анізотропії розсіяння в залежності від ступеню насичення крові киснем малопомітні, а важливу

роль при цьому продовжує відігравати коефіцієнт поглинання. Проте сама спектральна залежність коефіцієнту розсіювання простежується чітко. Величина μ_s має чіткий максимум при довжині хвилі 500 нм, який в межах 25% знижується до довжини хвилі 800 нм, а потім практично рівномірно спадає до довжини хвилі 2500 нм до рівня 10% від максимуму. Зменшення μ_s зі збільшенням довжини хвилі пов'язане зі зменшенням перетину розсіювання σ_s у відповідності з теорією Мі.

Прикладене дослідження характеру розсіювання фотонів в різноманітних БС та БТ показали, що вони переважно зосередженні в прямому напрямку. Тому на практиці доцільно визначити функцію ймовірності $p(\theta)$ для прогнозування напрямку розсіювання фотона під кутом θ (рис.1.6). Якщо $p(\theta)$ не залежить від θ , то розсіювання є ізотропним (однакова інтенсивність в усіх напрямках). Якщо $p(\theta)$ залежить від θ , то розсіювання є анізотропним (має різні значення в різних напрямках). Анізотропія є мірою кількості розсіяних фотонів, що продовжують рух у початковому напрямку після одного акту розсіювання.

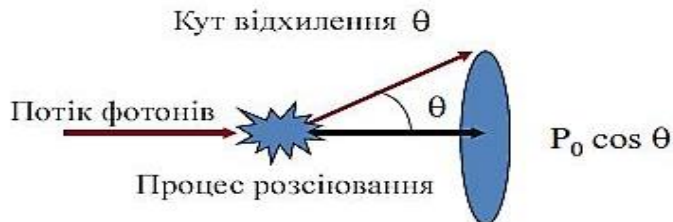


Рисунок 1.6 Кутове відхилення розсіяного променя [1]

Загальноприйнятою апроксимацією функції ймовірності (фазової функції) розсіювання $p(\theta)$, що добре узгоджується з експериментальними даними, є функція Хені-Грінштайна [72, 73]:

$$p(\theta) = \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}}. \quad (1.11)$$

Коефіцієнт g у виразі (1.11) є середнім косинусом кута розсіювання θ і називається фактором анізотропії розсіювання або фактором анізотропії тканини (середовища). Значення g змінюється від -1 до +1; $g = -1$ означає розсіювання назад, $g = 0$ означає ізотропне розсіювання, а $g = +1$ означає загальне розсіювання вперед, яке описує розсіювання Мі для великих часток.

Інші фазові функції розсіювання, що використовуються в методах біофотоніки для опису просторового характеру розсіювання, проаналізовані у роботі [74].

Як видно з рис. 1.5.б, фактор анізотропії ізотонічної крові є вищим за 0.98 в діапазоні довжин хвиль 400-1400 нм з максимальним значення більше 0.99 в діапазоні від 400 до 600 нм. При значеннях довжин хвиль вище 1400 нм в межах ближньої ІЧ області фактор анізотропії знижується до величини 0.95. Присутність флуктуацій фактору g в діапазоні вище 1800 нм автори [71] пов'язали з малими значеннями вимірюваних за допомогою інтегруючих сфер величин дифузно-відбитого світла, що в цьому діапазоні не перевищували частки в 0.1%. Ці результати мали добру відтворюваність при дослідженні різних зразків крові в широкому спектральному діапазоні, що підтверджує біометричну цінність величин коефіцієнтів розсіювання та фактору анізотропії розсіювання БС.

У випадку малої величини (1.10) у випадку коли на кожному РЦ відбувається ізотропне розсіювання, використовують транспортний коефіцієнт розсіювання μ'_s :

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g). \quad (1.12)$$

На практиці, при визначенні фактору анізотропії розсіювання шляхом прямих вимірювань інтенсивності розсіяного по кутам відхилення θ , необхідно забезпечити настільки тонку товщину досліджуваного зразка БС, аби кількість актів розсіювання буда один-два. Тому існують численні методи визначення величини фактору анізотропії однократного розсіювання, що входить у фазову функцію (1.11), на підставі експерименту на товщинних зразках [74, 75]. При цьому інформативною вважається

вже не фазова функція розсіювання, а її індикатриса, як характеристика багатократного розсіювання.

Основним типом **непружного розсіювання** є комбінаційне розсіювання (Раманівське розсіювання) фотонів при взаємодії з молекулами. Непружне розсіювання використовується в комбінаційній спектроскопії (Раман спектроскопії) та вважається додатковим до методів інфрачервоної абсорбційної спектроскопії [76] при отриманні інформації про молекулярні композиції, структури та взаємодію у зразках БТ. Ефект прямого поглинання фотону під час процесу інфрачервоного поглинання призводить до збудження молекули до рівня вищих коливальних станів. У цьому випадку при взаємодії фотона з молекулою можуть відбутися дві реакції: невелика кількість енергії може передатися фотоном в молекулу, або молекула може передати енергію в фотон. Перший процес називається розсіюванням Стокса, а другий - антистоксовим розсіюванням [64-66].

1.2.5 Розсіювання та поглинання світла

Якщо порівняти абсолютні величини коефіцієнтів розсіювання та поглинання реальних БС та БТ, можна побачити, що окремі з них відносяться до сильно розсіювальних, а інші – до сильно поглинаючих середовищ на окремих довжинах хвиль. Проте важко знайти БС, у якому був відсутній один з процесів. Тому для опису реальних мутних БС використовують об'єднуючий коефіцієнт екстинкції μ_t , що виражає показник швидкості затухання світлової хвилі в середовищі, характеризує ймовірність взаємодії фотонів з середовищем на нескінченно малих ділянках і визначається, як:

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s. \quad (1.13)$$

З урахуванням (1.13) вводять поняття вільної довжини перебігу фотону без взаємодії:

$$l_{ph} = \frac{1}{\mu_t} = \frac{1}{\mu_a + \mu_s}. \quad (1.14)$$

Ще одним параметром, що характеризує взаємодію світла з БС, у якому присутні і розсіювальні, і поглинальні центри, є оптичне альbedo Λ , що визначається, як:

$$\Lambda = \frac{\mu_s}{\mu_t} = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s}. \quad (1.15)$$

Суто математично, для затухання, яке виникає виключно за рахунок поглинання $\Lambda=0$, тоді як $\Lambda=1$, коли відбувається лише розсіяння. Для випадку $\Lambda=0.5$ коефіцієнти поглинання та розсіяння мають однакову величину, тобто $\mu_a = \mu_s$.

Таким чином, взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем може бути описана низкою параметрів, що характеризують внутрішню оптичну структуру досліджуваного БС. До таких параметрів відносять коефіцієнти розсіяння μ_s та поглинання μ_a , фактор анізотропії g та показник заломлення n . Інші параметри, наведені у п.п.1.2, є похідними від зазначених характеристик, які також називають оптичними властивостями БС або їх біометричним базисом.

Далі розглянемо основні методи та засоби, що дозволяють досліджувати і визначати оптичні властивості БС.

1.3 Особливості теорії переносу випромінювання в методах біофотоніки

Оптичні властивості БС є описом «внутрішньої» природи об'єкту і тому вважаються ймовірнісними. Їх практично не можливо виміряти, а обчислення ведеться різноманітними аналітичними методами.

Загальною теорією, що найчастіше використовується в оптиці біологічних середовищ – є теорія переносу випромінювання (ТПВ). На відміну від аналітичної теорії [77, 78], що виходить з електромагнітної теорії та диференційних рівнянь Максвелла і має обмежене застосування при умові багатократного розсіяння, ТПВ характеризує перенос енергії в середовищі, що містить частинки. При цьому не розглядається можлива кореляція між полями, що властиво практичним вирішенням в ЕМ теорії, а оперують інтенсивністю [56]. Числовими методами, що застосовуються в ЕМ теорії поля в задачах біофотоніки, є методи дискретизації, зокрема метод кінцевих елементів [79] і метод кінцевих різниць у часовій області [80]. Метод кінцевих елементів використовується для розрахунку задач електростатики, магнітостатики та квазістаціонарних явищ [81]. Метод кінцевих різниць у часовій області був розроблений спеціально для вирішення рівнянь Максвелла, у яких зміна електричного і магнітного полів в часі залежить від їх зміни у просторі. У рамках цього методу область простору і часовий інтервал піддаються рівномірній дискретизації з заданням початкових умов [82]. Іншою групою методів в ЕМ теорії є проєкційні, у яких рішення проєктується на будь-який зручний функціональний базис. Проте широко розповсюдження в біомедичній оптиці вони не мають.

ТПВ справедлива для немодульованого світла в розсіювальному середовищі або для набору віддалених один від одного розсіювачів. Вона не враховує хвильові властивості світла, такі як когерентність, дифракційні та інтерференційні ефекти, а також явище поляризації [83]. Більшості БС властиве багатократне розсіяння, тому врахування взаємодії хвиль розсіяного світла між сусідніми розсіювачами важливо. Через ефекти розсіяння та поглинання світла більшість БС вважаються мутними, що суттєво ускладнює моделювання поширення світла в них. Особливо це проявляється при розгляді БС, що залягають на глибині більше 1 см під поверхнею. Взагалі, складною задачею є візуалізація глибоких тканинних структур з роздільною здатністю, що порівнювана з розміром клітин. Це пояснюється багатократним розсіянням, що змінює траєкторію світла і суттєво розмиває «зображення». Тому в

більшості прикладних задач біофотоніки використовують саме теорію переносу випромінювання, оскільки вона поміж визначення оптичних властивостей дозволяє «відстежувати» траєкторію руху фотонів, що підвищує достовірність візуалізації.

Теорію переносу випромінювання прийнято описувати основним рівнянням ТПВ [56, 83], яке характеризує зміни світлового потоку як взаємозв'язок падаючих, поглинутих, пропущених та пере-випромінених фотонів в елементарному об'ємі dV в межах тілесного кута $d\omega$ вздовж напрямку \hat{s} (рис. 1.7) і розглядає процеси поширення світла з огляду на збереження енергії. Загальна зміна потужності в одиничному об'ємі та одиничному тілесному куті може бути виражена, як [56, 83]:

$$\delta P_T = \frac{\partial \left(\frac{L(r, \hat{s}, \tau)}{c} \right)}{\partial \tau} d\Omega dV, \quad (1.16)$$

де $L(r, \hat{s}, \tau)$ - яскравість, тобто потік світла через одиницю площі в одиничному тілесному куті за одиницю часу, що вимірюється у $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{стерад}^{-1}$.

Тоді у відповідності з (1.16) та законом збереження енергії зміна потужності в цьому об'ємі визначається виразом:

$$\delta P_T = -\delta P_{div} - \delta P_t + \delta P_s + \delta P_{source}, \quad (1.17)$$

$\delta P_{div}, \delta P_t, \delta P_s, \delta P_{source}$ - часткові потужності оптичного випромінювання, що витрачається або акцептуються внаслідок дії одного з механізмів переносу випромінювання та зміни енергії в об'ємі dV , і визначаються з виразів (1.18)-(1.21).

Від'ємний або додатний знаки в (1.17) вказують відповідно на втрату або джерело світлової енергії.

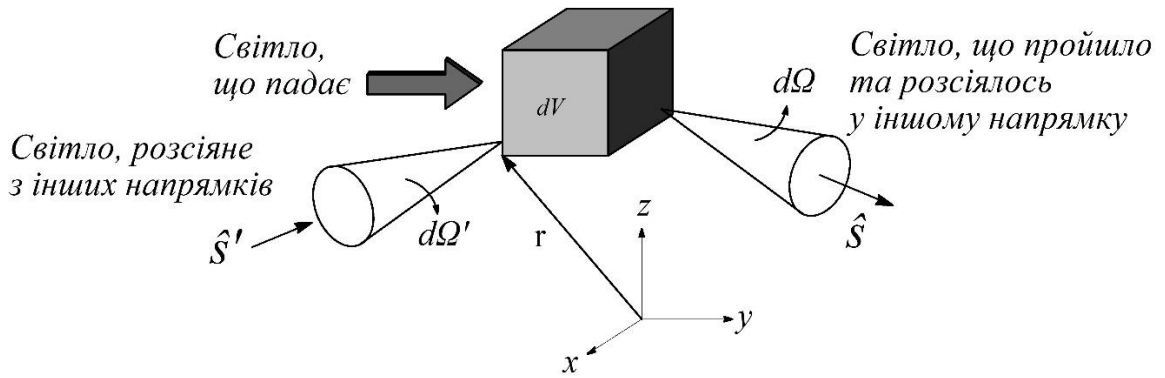


Рисунок 1.7 Схема поширення світла для ТПВ [83]

Величина δP_{div} характеризує відхилення (розходження) випромінювання внаслідок поширення з певного об'єму dV в межах елементарного тілесного кута $d\Omega$ вздовж напрямку \hat{s} і визначаються, як [56, 83]:

$$\delta P_{div} = [\hat{s} \cdot \nabla L(r, \hat{s}, \tau)] d\Omega dV. \quad (1.18)$$

Ця складова втрати потужності особливо проявляється для випадку, коли промінь падаючого світла не колімований.

Величина δP_i характеризує ослаблення внаслідок поглинання світла всередині об'єму dV та розсіювання з цього об'єму і визначається, як [56, 83]:

$$\delta P_i = [(\mu_a + \mu_s) \cdot L(r, \hat{s}, \tau)] d\Omega dV. \quad (1.19)$$

Величина δP_s характеризує світло, що потрапило на досліджуваний об'єм внаслідок розсіювання з інших напрямків. Щоб оцінити цей внесок, необхідно врахувати ймовірність світла, що поширюється в межах тілесного кута $d\Omega'$ вздовж напрямку \hat{s}' , бути розсіяним у напрямі \hat{s} , яка визначається виразом [56, 83]:

$$\delta P_s = \left[\mu_s \int_{4\pi} L(r, \hat{s}, \tau) \cdot p(\hat{s}, \hat{s}') d\Omega' \right] d\Omega dV, \quad (1.20)$$

У виразу (1.20) інтеграл за повним тілесним кутом 4π означає включення можливого розсіяного випромінювання з усіх напрямків.

Величина δP_{source} характеризує можливі внутрішні джерела випромінювання, що генеруються в об'ємі dV , наприклад, внаслідок флуоресценції або іншого виду люмінесценції, і визначається, як [56, 83]:

$$\delta P_{source} = Q(r, \hat{s}, \tau) d\Omega dV, \quad (1.21)$$

де $Q(r, \hat{s}, \tau)$ - потужність джерела випромінювання в одиниці об'єму у одиничному тілесному куті, що вимірюється у $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-3} \cdot \text{стерад}^{-1}$.

Таким чином, з урахуванням (1.16)-(1.21) можна записати загальну формулу, яка і є основним рівнянням теорії переносу випромінювання (РПВ):

$$\frac{1}{c} \cdot \frac{\partial L(r, \hat{s}, \tau)}{\partial t} = -\hat{s} \cdot \nabla L(r, \hat{s}, \tau) - (\mu_a + \mu_s) \cdot L(r, \hat{s}, \tau) + \mu_s \cdot \int_{4\pi} L(r, \hat{s}', \tau) \cdot p(\hat{s}, \hat{s}') d\Omega' + Q(r, \hat{s}, \tau). \quad (1.22)$$

У задачах біофотоніки останній доданок зазвичай не враховують, так як вважають, що всередині біологічного середовища відсутні джерела випромінювання. Також вважається, що падаючі фотони не взаємодіють один з одним всередині БС, а тому основне рівняння ТПВ (1.22) набуває наступного вигляду і називається стаціонарним:

$$\frac{dI(r, \hat{s})}{d\hat{s}} = -\mu_t I(r, \hat{s}) + \frac{\mu_s}{4\pi} \cdot \int_{4\pi} I(r, \hat{s}') p(\hat{s}, \hat{s}') d\omega', \quad (1.23)$$

де $I(r, \hat{s})$ - інтенсивність випромінювання в точці r , що поширюється у напрямку \hat{s} [$\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2} / \text{стерад}$]; μ_t - коефіцієнт ослаблення; $p(\hat{s}, \hat{s}')$ - фазова функція

розсіяння, котра визначає ймовірність того, що фотон, який летить в напрямку \hat{s} , після розсіяння матиме напрямок \hat{s}' ; $d\omega'$ - одиничний тілесний кут в напрямку \hat{s}' .

При цьому ТПВ розглядає окремі фотони в якості точкових джерел, тобто їх поля адитивні, а інтерференційними ефектами нехтують. Рис. 1.8 пояснює інтегрально-диференційне рівняння (1.23).

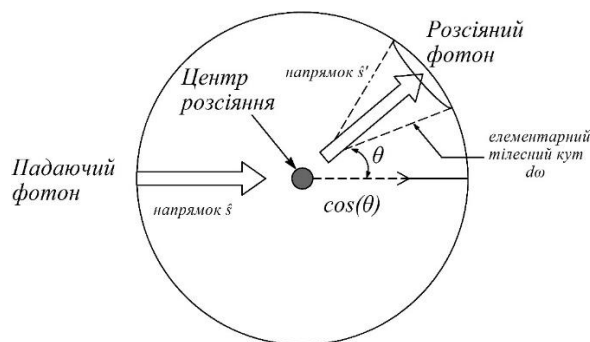


Рисунок 1.8 До пояснення інтегрально-диференційного рівняння (1.23) [84]

Отже, у відповідності до теорії переносу випромінювання, основними властивостями оптично-неоднорідних середовищ, до яких відносяться і біологічні, є коефіцієнт поглинання μ_a та коефіцієнт розсіяння μ_s , а також середній косинус кута розсіяння, визначений величиною g . У деяких випадках використовують також транспортний коефіцієнт розсіяння $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$. Для проведення обчислень також необхідно знати показник заломлення середовища, який для більшості БС близький до 1.4, і залежить, поміж іншого, від ступеню гідратації в широкому діапазоні довжин хвиль, включаючи видимий і ближній ІЧ діапазони, тому в багатьох випадках його можна вважати константою.

1.4 Методи дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ в теорії переносу випромінювання

Розв'язок інтегрально-диференційного рівняння (1.23) для опису поширення випромінювання в розсіювальному БС є трудомістким з точки зору обчислень. Існує

два підходи для вирішення цієї задачі. При першому підході отримують загальне рішення з невідомими коефіцієнтами, а потім за допомогою граничних умов знаходять ці коефіцієнти. Другий підхід полягає в переході від диференціальних рівнянь з заданими граничними умовами до інтегральних рівнянь для деяких невідомих функцій.

Розв'язки рівняння переносу знайдені лише для невеликої кількості часткових випадків, таких як, наприклад, плоско паралельна задача (для скінченної товщини або у випадку напів-нескінченного середовища) або задача з ізотропним розсіюванням [56]. На практиці ж у більшості випадків РПВ не вдається розв'язати точно, тому виникає необхідність використовувати деякі наближення. Навіть у тих випадках, коли точний розв'язок відомий, але занадто складний або громіздкий, часто виникає потреба мати простіший наближений розв'язок.

Розглянемо основні аналітичні методи розв'язку РПВ.

Метод сферичних гармонік оперує сферичними функціями, які є функціями оператора Лапласа в сферичній системі координат і застосовується для розв'язку задач зі сферичною симетрією [56, 85, 86]. Метод заснований на розкладанні інтенсивності випромінювання за поліномами Лежандра, які представляють собою повний набір ортогональних функцій в інтервалі зміни шуканої величини. Основними перевагами методу є: можливість отримати інтенсивність випромінювання на усіх рівнях (шарах), а також інтенсивність пропущеного та відбитого світла; відсутність значних затрат часу; можливість застосування як для неоднорідних БС, так і для суперпозиції однорідних шарів БС. Основним недоліком є необхідність суворого обґрунтування порядку наближення або дискретизації системи для забезпечення потрібної точності.

Метод дискретних ординат дозволяє перетворити стаціонарне рівняння переносу (1.23) в матричне диференціальне рівняння для освітленості. При цьому здійснюється оцінка кутового розподілу потоку випромінювання вздовж N дискретних напрямків, кількість яких напряму впливає на точність розв'язку. Основними задачами, що виникають при застосуванні цього методу, є вибір

конкретних дискретних напрямків та апроксимація інтегралів за кутовою змінною [87]. У N-вимірному наближенні методу дискретних ординат інтеграли замінюють сумами відповідно до квадратурної формули Гауса. Основними перевагами методу є: невеликі затрати машинного часу на обчислення інтенсивності та потоків випромінювання; результати обчислень не залежать від оптичної товщини; можливість отримувати розв'язок РПВ у явному вигляді, а також аналітичні розв'язки для двох та чотирьох потоків. Головним недоліком методу є немонотонність, що може призводити до осциляцій у розв'язку та появи негативних значень потоку. Ця особливість методу суттєво знижує точність розрахунків у задачах переносу в складних гетерогенних середовищах [87].

Метод спряжених рівнянь застосовується для пошуку деякого інтегралу поля випромінювання із використанням дельта-функції за усіма змінними у якості функції реакції (відгуку) [87]. Головною перевагою цього методу є те, що можна додатково розрахувати потік для всіх дискретних кутів у результаті однократного розв'язку спряженого рівняння.

Проте, зазначені аналітичні вирішення не мають широкого практичного використання в біомедичній оптиці. Тому розглянемо основні методи, що віднайшли застосування в біофотоніці. Зазначимо, що в спеціалізованій літературі ці методи також прийнято називати наближеннями.

Наближення першого порядку справедливе для тонких або слабо-розсіювальних БС. У випадку слабого розсіяння коли середовище розріджене, а розсіювальний об'єм невеликий, розв'язок РПВ можна одержати ітераційним шляхом у першому наближенні.

Повна інтенсивність випромінювання $I(r, \hat{s})$ в точці r складається з ослабленої падаючої інтенсивності $I_{\pi}(r, \hat{s})$ та дифузної інтенсивності $I_d(r, \hat{s})$ (рис. 1.9) [56, 86]:

$$I(r, \hat{s}) = I_{\pi}(r, \hat{s}) + I_d(r, \hat{s}). \quad (1.24)$$

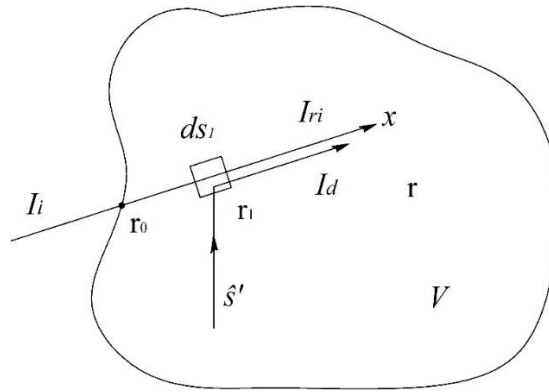


Рисунок 1.9 До пояснення наближення першого порядку: ослаблена падаюча $I_{ri}(r, \hat{s})$ та дифузна $I_d(r, \hat{s})$ інтенсивності [56]

Дане наближення свідчить про те, що повна інтенсивність, яка падає на частинки, наближено дорівнює ослабленій падаючій інтенсивності, яка відома. Тому розв'язок у наближенні першого порядку має вигляд [56]:

$$I_d(r, \hat{s}) = \int_0^s e^{-(d\tau - d\tau_i)} \cdot \left[\frac{\mu_s}{4\pi} \int_{4\pi} I_{ri}(\hat{r}, \hat{s}') p(\hat{r}, \hat{s}') d\hat{\omega}' \right] d\hat{s}', \quad (1.25)$$

де $d\tau$, $d\tau_i$ – оптичні шляхи, що характеризують втрати в середовищі внаслідок поглинання та розсіювання.

Перше наближення корисне з огляду на свою математичну простоту, але воно справедливе лише в тому випадку, коли щільність РЧ настільки мала, що некогерентна потужність значно менше когерентної. Для застосування необхідно щоб виконувалися наступні вимоги: тонкі або слабо-розсіювальні середовища з $d\tau < 1$, $\Lambda \ll 0.5$. У випадку вузького падаючого пучка променів (наприклад, лазерного променя) наближення першого порядку справедливе для більш щільних середовищ ($d\tau > 1$, $\Lambda < 0.9$) [56]. У загальному випадку це наближення використовується коли об'ємна щільність, що дорівнює відношенню об'єму середовища, зайнятого частками, до повного об'єму, значно менше 0,1%. Якщо об'ємна щільність набагато більша 1 %, то використовують дифузне наближення [3].

Дифузне наближення (дифузійне наближення або наближення Едінгтона) представляє дифузну інтенсивність світла як суму інтегральної інтенсивності випромінювання всередині середовища та світлового потоку дифузного випромінювання. Дифузна теорія справедлива при незначних значеннях фактору анізотропії розсіяння ($g \leq 0.1$) та при великих значеннях альбеда розсіяння $\Lambda < 1$.

Оскільки для багатьох БС фактор анізотропії розсіяння $g \sim 0,6-0,9$, а в деяких випадках, наприклад, для крові може досягнути величини $0,990-0,999$, то використовувати дифузну теорію неприпустимо, тому її застосування має ряд обмежень. Доведено, що дане наближення може застосовуватись включно до $g < 0.9$ при умові, що оптична товщина об'єкта $d\tau$ складає $10-20$ [3, 86]. Також, описаний розв'язок справедливий у тому випадку, коли ефекти розсіяння переважають над ефектами поглинання ($\mu_a \ll \mu'_s$) та не використовується в шарах, близьких до поверхні середовища, оскільки там переважає однократне або мало-кратне розсіяння.

Малокутове наближення застосовується у випадку великих РЦ, розміри яких значні порівняно з довжиною хвилі випромінювання, а індикатриса розсіяння відмінна від нуля у вузькому секторі кутів у напрямку поширення вперед. Рівняння переносу випромінювання в кутовому наближенні допускає достатньо точний розв'язок задачі, проте воно є досить громіздким та незручним для розрахунку. Малокутове наближення придатне лише для БС малої товщини, на яких пучок залишається істотно колімованим. Прикладами застосування цього методу є задачі лазерної діагностики біологічних систем, наприклад, визначення концентрації бактерій у рідині за допомогою лазерного пучка або визначення насичення крові киснем за допомогою оптоволоконного катетера [3, 86].

Потокові наближення використовуються для численних задач коли необхідно визначити не саме значення інтенсивності I , а лише інтеграли від I , які дають змогу розрахувати енергетичні характеристики поля випромінювання. У таких випадках прийнятні результати дає застосування поточкових моделей Кубелки-Мунка [88, 89]. Найпростішою з них є двох-потокова модель, що використовує

дифузне випромінювання, що проходить крізь мутне БС. Ця теорія базується на моделі дифузних світлових потоків, що поширюються в прямому та зворотному напрямках. Проте її не можна застосовувати при падінні на БС колімованого пучка.

Для застосування поточкових моделей при колімованому випромінюванні, використовують трьох- чотирьох- або семи-поточкову теорію. Чотирьох-поточкова модель окрім двох зустрічних дифузних потоків враховує також два колімованих пучки – той, що падає ззовні, та відбитий від задньої поверхні зразка. При практичних розрахунках найчастіше використовується трьох-поточкова модель (1.26), яка є спрощеним варіантом чотирьох-поточною і не враховує колімоване випромінювання назад [84]:

$$\begin{aligned}\frac{\partial F_+}{\partial d} &= -\left(2\mu_a + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))\right)F_+(d) + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))F_-(d) + \frac{\mu_s}{4}(2+3g)F_c(d) \\ \frac{\partial F_-}{\partial d} &= -\left(2\mu_a + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))\right)F_-(d) + \frac{3}{4}(\mu_a + \mu_s(1-g))F_+(d) + \frac{\mu_s}{4}(2-3g)F_c(d), \\ \frac{\partial F_c}{\partial d} &= -(\mu_a + \mu_s)F_c(d)\end{aligned}\quad (1.26)$$

де $F_c(z)$ - колімований потік, що пройшов через БС товщиною d ;

$F_+(d)$ - дифузний потік, який пройшов через БС товщиною d ;

$F_-(d)$ - дифузний потік, який відбився від задньої границі БС.

Семи-поточкова модель є спрощеним тривимірним представленням падаючого лазерного пучка та розсіянного випромінювання в напів-нескінченному БС.

Численні дослідження виявили ряд недоліків поточкових моделей, зокрема: непридатність для середовищ з високою анізотропією розсіяння, складність врахування заломлюючих границь, важкість перерахунку параметрів моделі Кубелки-Мунка в стандартні параметри ТПВ. [56, 88, 90]

Метод «додавання-подвоєння» відноситься до одного з двох найбільш розповсюджених методів в біомедичній оптиці, сутність якого полягає в

наступному. Якщо відомі функції відбиття та пропускання для кожного з двох шарів, то можна отримати функції відбиття та пропускання об'єднаного шару, розрахувавши послідовні відбиття в обидва напрямки, які відбуваються між цими шарами. При цьому «подвоєння» означає, що відомі коефіцієнти відбиття та пропускання одного шару можуть бути використані для визначення цих коефіцієнтів для шару удвічі більшої товщини, шляхом накладання один на одного двох ідентичних шарів та складання впливу кожного з шарів на процеси відбиття та пропускання. «Додавання» означає застосування методики «подвоєння» на зразках з різнорідними шарами, що дозволяє моделювати багат шарові БТ та враховувати внутрішнє відбиття за рахунок різкої зміни показника заломлення на границях шарів [91, 92].

Для застосування цього методу приймають наступні припущення: зразок складається з однорідних плоско паралельних шарів кінцевої товщини; шари мають однорідні властивості розсіювання та поглинання; зразки освітлюються однорідним колімованим або дифузним світлом. Основними перевагами методу є його швидкість, можливість покрокової інтерпретації результатів, можливість застосування практично для будь-яких коефіцієнтів розсіювання та поглинання, а також для будь-якої фазової функції. Недоліками є обмеженість застосування методу та неможливість отримання розрахунків розподілу випромінювання всередині досліджуваного середовища, та слабка візуалізуюча здатність. Широко використовуються як прямий, так і інверсний методи «додавання-подвоєння». Причому характеристика та алгоритми інверсного методу ідентичні інверсному методу Монте-Карло, як задачі мінімізації визначеної цільової функції.

Метод Монте-Карло вважається «золотим стандартом» в описі поширення оптичного випромінювання в БС і застосовується для визначення дифузного відбиття та повного пропускання. Алгоритм призначений для визначення величин дифузного відбиття і повного пропускання, функцій $\varphi(r)$ та $U(r)$, що є розподілом освітленості всередині середовища, а також функцій розподілу відбитого та пропущеного випромінювання для плоского, багат шарового, розсіювального та

поглинаючого середовища, на одну з поверхонь якої падає монохроматичне випромінювання. Кожен шар середовища характеризується наступним набором параметрів: $\mu_{ai}, \mu_{si}, p_i(\hat{s}, \hat{s}'), n_i, d_i$ і-го шару БС.

Метод Монте-Карло базується на чисельному моделюванні транспорту фотонів у розсіювальному середовищі. Випадкове поширення фотонів всередині зразка БС простежується від точки попадання фотону в зразок до його повного поглинання або виходу. Метод Монте-Карло розглядають в залежності від типу біомедичної оптичної задачі, яку необхідно розв'язати, і розділяють на прямий та інверсний, які, у свою чергу, мають різновиди в залежності від техніко-апаратних засобів. Прямі методи призначені для дослідження відгуку БС на вплив випромінюванням оптичного діапазону. Застосування цих методів дозволяє за відомими оптичними властивостями БС (μ_a , μ_s та g) отримати значення коефіцієнтів відбиття та пропускання середовища (R та T), що моделюється, а також отримати поверхневий розподіл дифузно-розсіяного випромінювання [93].

Зворотній (інверсний) метод полягає у визначенні параметрів, які описують властивості БС, як оптично мутного середовища. До таких параметрів відносять коефіцієнти поглинання μ_a та розсіяння μ_s , а також фактор анізотропії розсіяння g . Замість коефіцієнтів μ_a та μ_s , також використовують безрозмірні величини – альбеда Λ та оптичну товщину $d\tau$. Визначити вказані параметри можна розв'язуючи зворотну задачу ТПВ, коли за виміряними значеннями коефіцієнтів відбиття та пропускання розраховують величини оптичних властивостей БС. Зазначимо, що в контексті даного дослідження та прийнятої термінології фрази «оптичні параметри БС (БТ)» та «оптичні властивості БС (БТ)» є тотожними [94].

Поряд з різною функціональною цінністю розглянутих рішень основного рівняння теорії переносу випромінювання, зазначимо, що найбільшу інформативність може мати метод Монте-Карло, оскільки дозволяє відстежувати траєкторію руху окремих фотонів як всередині БС. так і в системі реєстрації розсіяних потоків. При цьому параметри джерела випромінювання також можуть бути враховані як з позицій енергетичних характеристик, так і з позицій

просторового розподілу. Тому при розробці моделі поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» за основу доцільно використовувати саме методи Монте-Карло: прямий та інверсний.

1.5 Засоби для визначення та дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ

Можливість широкого застосування засобів оптичної біомедицинської діагностики пов'язана з необхідністю вирішення ряду завдань технічного та медичного спрямування, взаємозалежний розгляд яких може стати основою для отримання адекватної діагностичної інформації. Багато авторів, в тому числі [3], відмічали що чи не єдиним можливим шляхом вирішення техніко-медико-біологічного протиріччя в оптиці БС є побудова моделей взаємодії оптичного випромінювання в контексті функціонування конкретної вимірювальної системи. У переважній більшості сучасних дослідницьких засобів, починаючи від адаптивних терапевтичних апаратів і закінчуючи найскладнішими комплексами просторової візуалізації, у якості зондуючого використовується лазерне випромінювання. На підставі розгляду оптичних властивостей різних БС та БТ, а також спектральної вибірконості [95] до проникнення в них лазерного випромінювання, необхідно відмітити необхідність окремого дослідження оптично прозорих і оптично мутних середовищ, яким властиве сильне розсіяння і селективне поглинання внаслідок присутності в них різних хромофорів. У багатьох випадках це не змінює конфігурації вимірювального засобу, а потребує лише відповідного налаштування та калібрування.

Очевидно, що внаслідок невідомого характеру поведінки оптичного випромінювання всередині середовища, оптичні властивості одних і тих же БС при дослідженнях *in vivo*, *in vitro*, *in situ* тощо різні. Це накладає обмеження на порівнюваність результатів лабораторної діагностики та неінвазивних вимірювань.

Анізотропне розсіяння «назад» або «вперед», фазова функція розсіяння якого добре апроксимована формулою Хені-Грінштайна (1.11), ілюструє математичну поведінку фактору анізотропії в інтервалі $(-1; 1)$. Більшість існуючих методів і засобів оптичної біомедичної діагностики [55] в якості об'єкту аналізу зосереджують свою увагу на одному з «напрямків» розсіяння. Водночас все більшого розповсюдження набувають методики та апаратура для одночасного дослідження властивостей БС у відбитому і пропущеному світлі [56, 96 - 98]. З огляду на це, охарактеризуємо типологію вимірювальних засобів, що використовують принципи ТПВ для визначення оптичних властивостей БС. До таких засобів відносять інтегруючі сфери, волоконно-оптичні та лінзові, а також дзеркальні системи. Причому інтерференційні методи, що становлять одну з найчисельніших груп біомедичного оптичного аналізу, не потребують окремого виділення, оскільки принципи реєстрації, що покладені в основу функціональної класифікації, ідентичні зазначеним вище засобам.

Інтегруюча сфера працює за принципом Тейлора [99-101] та інтегрує дифузно-відбите світло від досліджуваного БС на приймачі випромінювання. При цьому покриття внутрішньої поверхні сфери характеризується високим коефіцієнтом відбиття і добре розсіює падаюче на неї випромінювання. В основу роботи пристроїв біомедичного призначення цього типу, наприклад [102, 103] і наступних розробок, покладено принцип, у відповідності до якого світловий потік від джерела випромінювання за допомогою формуючої оптичної системи направляється у вхідний отвір і потрапляє на досліджувану ділянку БС. Відбитий досліджуваною ділянкою світло, багаторазово відбиваючись від стінок сфери, створює на них певну освітленість, яку вимірюють в вихідному отворі інтегруючої сфери. При певній конфігурації установки [56, 99] можливо як непряме, так і пряме вимірювання диффузно відбитого потоку і потоку, який пройшов крізь досліджуваний зразок. З огляду на багатократність відбиття всередині сфери і, як наслідок, реєстрації суми світлових потоків, що поширюються після відбиття в межах тілесного кута 2π , відзначимо застосування інтегруючої сфери виключно для вимірювання повних

коефіцієнтів пропускання і дифузного відбиття досліджуваної ділянки. Можливість вимірювання колімованого пропускання потребує додаткового введення у вимірювальний канал щонайменше двох діафрагм [56]. На підставі вимірянних коефіцієнтів пропускання та/або відбиття та з використанням відповідного методу або наближення визначаються коефіцієнти розсіювання та поглинання досліджуваного БС. При використанні інверсного методу Монте-Карло можливо додатково обчислювати і фактор анізотропії розсіювання, припустивши певний граничний діапазон його значень. Хоча метрологічні характеристики засобів з інтегруючими сферами доволі добре вивчені [104], їх використання для реєстрації різнонаправлених потоків в межах тілесного кута 2π не можливе. До того ж для отримання просторового розподілу розсіяного випромінювання по сферичним координатами необхідно використовувати складну оптико-механічну систему, що робить процедуру дослідження оптичних властивостей БС тривалою, знижуючи при цьому її достовірність.

Волоконно-оптичні фотометричні системи [105] містять, як правило, джерело випромінювання, світло якого направляють в освітлювальний волоконний канал за допомогою характерної для конкретного виду приладів оптичної системи. Дистальний кінець освітлювальних і приймальних світловодів виготовлений і встановлений на поверхні досліджуваного зразка таким чином, щоб втрати на внутрішнє відбиття були мінімізовані, наприклад як в [106], а краї волоконного джгута екранували досліджувану поверхню від фонового випромінювання. Дифузно відбите світло збирається приймальним світловодом і передається на приймач випромінювання, а далі в систему обробки та візуалізації. Відзначаючи основні недоліки волоконно-оптичних систем, такі як втрати в волокні внаслідок багатократного розсіювання від ділянки досліджуваної поверхні, позначимо їх досить широке застосування в сучасних медико-діагностичних апаратах і системах (глюкометри, фотоплетизмографи, комплекси для офтальмології та ін.). Волоконно-оптичні, як і лінзові системи, мають низьку питому вагу зареєстрованого світла, тому вважаються мало-прийнятними саме для визначення оптичних властивостей

БС. При цьому вони доволі вдало застосовуються в задачах дозиметрії та медичної візуалізації.

Найбільш інформативними системами для реєстрації дифузно відбитого і пропущеного світла з інженерної точки зору є дзеркальні та дзеркально-лінзові системи [107], наприклад з напівсферичним відбивачем [108]. Їх відмінною рисою є те, що досліджувана частина середовища і приймач випромінювання розташовані у взаємно пов'язаних точках поблизу від центру півсфери. Крізь отвір в півсфері потік прямує від джерела на досліджувану ділянку БТ, відбивається від неї і концентрується півсферою на приймачі. Така схема вимірювання вимагає використання датчика з постійною чутливістю по куту 180^0 або як в деяких її модифікаціях [109] практично непридатна для досліджень *in vivo*, а багаторазові відбиття між БС і датчиком знижують діагностичну достовірність результатів вимірювання. Ключовими оптичними параметрами, що визначаються при цьому є коефіцієнти поглинання та розсіяння.

Ідея використання еліпсоїда обертання в якості вимірювача дифузно відбитого світла була запропонована в [101] і в біомедичному застосуванні віднайшла своє продовження в [110]. Очевидність її переваг в поєднанні з координатним приймачем випромінювання дозволила реалізувати механізм визначення оптичних властивостей БС та їх просторового дослідження.

На рис. 1.10 передавлений просторовий розподіл розсіяного випромінювання, що може спостерігатись при використанні різних типів вимірювальних оптичних систем.

Рисунок 1.10 ілюструє використання ординарних оптичних систем, що не утворюють в приймальній площині спеклове зображення. Таким чином, використання інтегруючих сфер дозволяє отримати інтегральну рівномірну освітленість діаметром, що відповідає вихідному отвору сфери. Похибка вимірювання є систематичною і визначається ступенем «задіяності» внутрішньої відбиваючої поверхні [101].

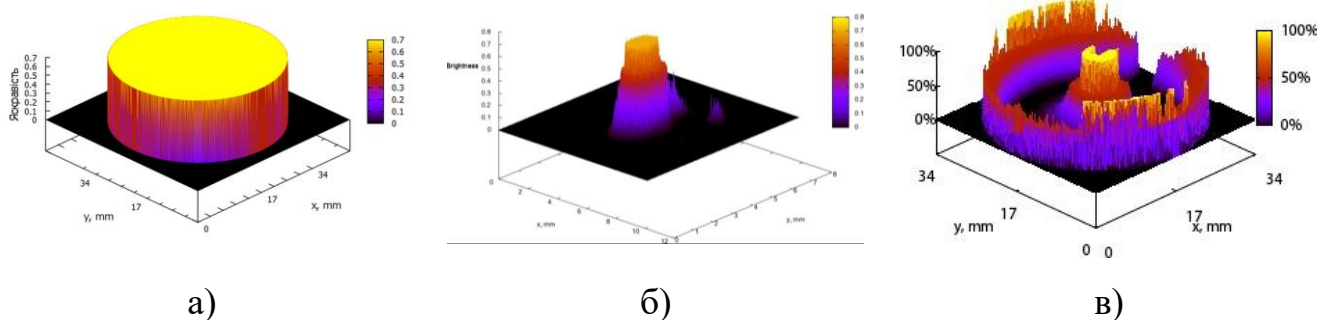


Рис. 1.10 Розподіл освітленості в приймальній площині матричного приймача випромінювання при використанні: інтегруючої сфери (в); волоконно-оптичної або лінзової системи (б): дзеркального еліпсоїда обертання, усіченого по фокальним площинам (в)

Волоконно-оптичні або лінзові системи формують розподіл освітленості, обумовлений дією оптичної системи як фільтра просторових частот. Такий розподіл обмежений приймальною апертурою і не дозволяє зареєструвати оптичне випромінювання, що вийшло з БС під значними zenітними кутами. Використання дзеркального еліпсоїда обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею або еліпсоїдального рефлектора позбавлене зазначених недоліків і дозволяє зібрати (за умови вибору належного фокального параметра) практичне все розсіяне випромінювання, що вийшло з досліджуваного БС. Проте наразі такий позитивний практичний ефект не має достатнього математичного та аналітичного підґрунтя, не підкріплений адекватною, апаратно-адаптованою математичною моделлю поширення оптичного випромінювання у системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб».

Тому дане дисертаційне дослідження присвячене розробці методології еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання, а також апробації конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень при дослідженні оптичних властивостей біологічних середовищ та тканин.

З іншої точки зору, процедура дослідження оптичних властивостей БС потребує використання різноманітної апаратури для визначення конкретного

коефіцієнта або показника. Так, визначення показника заломлення БС здійснюється за допомогою гоніометричних методів, які вважаються найпоширенішими і базуються на вимірюванні критичного кута у відбитому від середовища світлі. Основним можна вважати метод вимірювання критичного кута, який реалізується з використанням напів-циліндричної призми [111], проте можливе використання й інших видів призм, наприклад прямокутної [112-119]. Інші методи визначення показника заломлення БС характеризуються можливістю вимірювання відстаней на основі явища інтерференції [120-122]. Найбільш поширеним в цьому класі методів є використання оптичного ядра з інтерферометром Майкельсона. Також показники заломлення біологічних зразків можуть бути визначені мікроскопним обладнанням у пропущеному світлі [123-127].

Величина фактору анізотропії розсіяння в основному визначається гоніометричними методами [74, 75, 128-130]. а також деякими новітніми технологіями, зокрема когерентної оптичної томографії [131].

Таким чином, при визначенні біометричного базису БС необхідно використовувати щонайменше три групи вимірювальних засобів: одна для визначення коефіцієнтів розсіяння та поглинання, друга – для вимірювання показника заломлення, а третя – для вимірювання фактору анізотропії розсіяння. При цьому в залежності від обраної моделі поширення оптичного випромінювання всередині БС точність застосування інверсної процедури визначатиметься суто математичними критеріями.

З огляду на вищезазначене, другою важливою проблемою, що вирішуватиметься при використанні еліпсоїдальних рефлекторів у якості ядра інформаційно-вимірювальної системи, буде скорочення кількості застосовуваних вимірювальних засобів до двох, а моделей світлорозсіяння до однієї, що характеризуватиме принципи рей-трейсингу в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб».

1.6 Висновки до розділу 1

1. На підставі аналітичного огляду особливостей взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем, а також методів біофотоніки та біомедичної оптики, визначений їх фотометричний базис, що включає показник заломлення, коефіцієнти розсіяння та поглинання, а також фактор анізотропії розсіяння.

2. На підставі порівняльного аналізу методів вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання виокремлені основні переваги, що має симуляція Монте-Карло поширення оптичного випромінювання в системі «біологічне середовище + вимірювальний засіб» для задач дослідження просторового світлорозсіяння.

3. На підставі аналізу фотометричних засобів дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ виявлені основні функціональні та конструктивні обмеження, що суттєво знижують корисність діагностичної інформації.

4. На підставі порівняльного аналізу розподілу освітленості у фото приймальній площині оптичних систем різних типів, а також здатності до реєстрації розсіяного випромінювання в межах тілесного кута 2π висловлена гіпотеза про доцільність використання еліпсоїдальних рефлекторів для задач визначення оптичних властивостей біологічних середовищ.

Список використаних джерел до розділу 1

1. G. Keiser, *Biophotonics*. Singapore: Springer Science+Business Media, 2016.
2. J. Popp, V.V. Tuchin, A. Chiou, and St.H. Heinemann. *Handbook of Biophotonics. Vol.1: Basics and Techniques*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH, 2011.
3. В.В. Тучин, *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях*. М Физматлит, 2010.
4. Yun S. H., Kwok S.J.J. Light in diagnosis, therapy and surgery. *Nature Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 1, no. 0008.
5. В.В. Тучин, "Исследование биотканей методами светорассеяния", *Успехи физических наук*, том 167, с.517 – 539, 1997
6. J.E. Phipps, L. Marcu, "Lasers in cardiology". *Lasers for Medical Applications*, p. 490–508, 2013.
7. M. Okada, M. Yoshida, Y. Tsuji, and H. Horii, "Clinical application of laser treatment for cardiovascular surgery". *Laser therapy*, vol. 20, no. 3, p. 217–232, 2011.
8. L. Liu, J.A. Gardecki, S.K. Nadkarni, J.D. Toussaint, Y. Yagi, B.E. Bouma, and G.J. Tearney, "Imaging the subcellular structure of human coronary atherosclerosis using micro-optical coherence tomography", *Nature Medicine*, vol. 17, no.8, p. 1010–1014, 2011.
9. A.V. Dunaev, V.V. Sidorov, N.A. Stewart, S.G. Sokolovski, and E.U. Rafailov, "Laser reflectance oximetry and Doppler flowmetry in assessment of complex physiological parameters of cutaneous blood microcirculation", in *Proc. of SPIE Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems XI*, vol. 8572, p. 857205-1, 2013.
10. Y.-S. Hsieh, Y.-C. Ho, S.-Y. Lee, C.-C. Chuang, J. Tsai, K.-F. Lin, and C.-W. Sun, "Dental Optical Coherence Tomography", *Sensors*, vol. 13, no. 7, p. 8928–8949, 2013.
11. L. Karlsson, "Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Carious Tissue", *Intern.Journal of Dentistry*, p. 1–9, 2010.

12. V.G.A. Suter, S. Sjölund, and M.M. Bornstein, "Effect of laser on pain relief and wound healing of recurrent aphthous stomatitis: a systematic review", *Lasers in Medical Science*, vol. 32, no. 4, p. 953–963, 2017.
13. P. Mansouri, M. Ranjbar, E. Abolhasani, R. Chalangari, K. Martits-Chalangari, and S. Hejazi, "Pulsed dye laser in treatment of steroid-induced atrophy", *Journal of Cosmetic Dermatology*, vol. 14, no. 4, p. E15–E20, 2015.
14. A.A. Meesters, L.H.U. Pitassi, V. Campos, A. Wolkerstorfer, and C.C. Dierickx, "Transcutaneous laser treatment of leg veins", *Lasers in Medical Science*, vol. 29, no. 2, p. 481–492, 2013.
15. N. Polnikorn, "New Approach for Laser Treatment of Melasma and Hyperpigmented Lesions", *Journal of Pigmentary Disorders*, vol. 1, no. 4, 2014.
16. T. Ohshiro, K. Sasaki, "Laser Scar Management Technique", *Laser therapy*, vol. 22, no. 4, p. 255–260, 2013.
17. O.A. Ibrahimi, M.M. Avram, C.W. Hanke, S.L. Kilmer, and R.R. Anderson, "Laser hair removal", *Dermatologic Therapy*, vol. 24, p. 94–107, 2011.
18. S. Coda, P. Siersema, G. Stamp, and A. Thillainayagam, "Biophotonic endoscopy: a review of clinical research techniques for optical imaging and sensing of early gastrointestinal cancer", *Endoscopy International Open*, vol. 03, no. 05, p. E380–E392, 2015.
19. M. Goetz, A. Watson, and R. Kiesslich, "Confocal laser endomicroscopy in gastrointestinal diseases", *Journal of Biophotonics*, vol. 4, no. 7-8, p. 498–508, 2011.
20. Yano T., Hatogai K., Morimoto H., Yoda Yu., Kaneko K. Photodynamic therapy for esophageal cancer. *Ann Transl Med*. 2014. Vol. 2, no. 3:29.
21. Ell C., Gossner L., May A., Schneider H. T., Hahn E. G., Stolte M., Sroka R. Photodynamic ablation of early cancers of the stomach by means of mTHPC and laser irradiation: preliminary clinical experience. *Gut*. 1998. Vol. 43, no. 3. P. 345–349.
22. Monkewich G.J., Haber G.B. Novel endoscopic therapies for gastrointestinal malignancies: endoscopic mucosal resection and endoscopic ablation. *Medical Clinics of North America*. 2005. Vol. 89, no. 1. P. 159–186.

23. Rosenfeld G., Enns R. Argon Photocoagulation in the Treatment of Gastric Antral Vascular Ectasia and Radiation Proctitis. *Canadian Journal of Gastroenterology*. 2009. Vol. 23, no. 12. P. 801–804.
24. Fass L. (2008). *Imaging and cancer: A review*. *Molecular Oncology*, 2(2), 115–152.
25. Kinsella T.J., Colussi V.C., Oleinick N.L., Sibata C.H. Photodynamic therapy in oncology. *Expert Opinion on Pharmacotherapy*. 2001. Vol. 2, no. 6. P. 917–927.
26. O'Connor A.E., Gallagher W.M., Byrne, A.T. Porphyrin and Nonporphyrin Photosensitizers in Oncology: Preclinical and Clinical Advances in Photodynamic Therapy. *Photochemistry and Photobiology*. 2009. Vol. 85, no. 5. P. 1053–1074.
27. Carrasco-Zevallos O.M., Keller B., Viehland C., Shen L., Seider M.I., Izatt J.A., Toth C.A. Optical Coherence Tomography for Retinal Surgery: Perioperative Analysis to Real-Time Four-Dimensional Image-Guided Surgery. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2016. Vol. 57, no. 9. P. OCT37.
28. Becker B.C., Valdivieso C.R., Biswas J., Lobes L.A., Riviere C.N. Active guidance for laser retinal surgery with a handheld instrument. *Proc. in Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009.
29. Kim P., Sutton G. L., Rootman D. S. Applications of the femtosecond laser in corneal refractive surgery. *Current Opinion in Ophthalmology*. 2011. Vol. 22, no. 4. P. 238–244.
30. Bhaduri B., Shelton, R.L., Nolan R.M., Hendren L., Almasov A., Labriola L.T., Boppart S.A. Ratiometric analysis of optical coherence tomography-measured in vivo retinal layer thicknesses for the detection of early diabetic retinopathy. *Journal of Biophotonics*. 2017. Vol. 10, no. 11. P. 1430–1441.
31. Kotowski J., Wollstein G., Ishikawa H., Schuman J.S. Imaging of the optic nerve and retinal nerve fiber layer: An essential part of glaucoma diagnosis and monitoring. *Survey of Ophthalmology*. 2014. Vol. 59, no. 4. P. 458–467.

32. Chow B.Y., Boyden E.S. Optogenetics and Translational Medicine. *Science Translational Medicine*. 2013. Vol. 177, no. 5. P. 177ps5–177ps5.
33. Lobo M.K., Nestler E. J., Covington H.E. Potential Utility of Optogenetics in the Study of Depression. *Biological Psychiatry*. 2012. Vol. 71, no. 12. P. 1068–1074.
34. Vasefi F., MacKinnon N., Farkas D. L., Kateb B. Review of the potential of optical technologies for cancer diagnosis in neurosurgery: a step toward intraoperative neurophotonics. *Neurophotonics*. 2016. Vol. 4, no. 1. P. 011010.
35. J.J. Anders, R.J. Lanzafame, and P.R. Arany, "Low-Level Light/Laser Therapy Versus Photobiomodulation Therapy", *Photomedicine and Laser Surgery*, vol. 33, no. 4, pp. 183–184, 2015.
36. C. Ferraresi, Y.-Y. Huang, and M.R. Hamblin, "Photobiomodulation in human muscle tissue: an advantage in sports performance?", *Journal of Biophotonics*, vol. 9, no. 11-12, pp. 1273–1299, 2016.
37. M. Hamblin, "Mechanisms and applications of the anti-inflammatory effects of photobiomodulation", *AIMS Biophysics*, vol. 4, no. 3, pp. 337–361, 2017.
38. D.P. Kuffler, "Photobiomodulation in promoting wound healing: a review", *Regenerative Medicine*, vol. 11, no. 1, pp. 107–122, 2016.
39. J.L. Alió, *Keratoconus: Recent Advances in Diagnosis and Treatment*, Switzerland: Springer International Publishing, 2017.
40. I.C. Kuo, T.P. O'Brien, A.T. Broman, M. Ghajarnia, and N.S. Jabbur, "Excimer laser surgery for correction of ametropia after cataract surgery", *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 31, no. 11, pp. 2104–2110, 2005.
41. E.E. Manche, J.D. Carr, W.W. Haw, and P.S. Hersh, "Excimer laser refractive surgery", *West J Med*, vol. 169, no. 1, pp. 30–38, 1998.
42. S.L. Jacques, C.A. Alter, and S.A. Prahl, "Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis", *Lasers Life Sci.*, no. 1, pp. 309-333, 1987.
43. V.G. Peters, D.R. Wyman, M.S. Patterson, and G.L. Frank, "Optical properties of normal and diseased human breast tissues in the visible and near infrared", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 35, no. 9, pp. 1317–1334, 1990.

44. D.A. Boas, C. Pitris, and N. Ramanujam, *Handbook of Biomedical Optics*, London, New York: CRC Press, Taylor and Francis Group, 2011.
45. J.F. De Boer, S.M. Srinivas, B.H. Park, T.H. Pham, Zh. Chen, T.E. Milner, and J.S. Nelson, Polarization effects in optical coherence tomography of various biological tissues. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 5, no. 4, pp. 1200 – 1204, 1999.
46. H. Ding, J.Q. Lu, K.M. Jacobs, and X.H. Hu, "Determination of refractive indices of porcine skin tissues and intralipid at eight wavelengths between 325 and 1557 nm", *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 22, no. 6, pp. 1151 – 1157, 2005.
47. F.P. Bolin, L.E. Preuss, R.C. Taylor, and R.J. Ference, "Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method", *Appl. Opt.*, vol. 28, pp. 2297–2303, 1989.
48. R.H. Wilson, K.P. Nadeau, F.B. Jaworski, B.J. Tromberg, and A.J. Durkin, "Review of short-wave infrared spectroscopy and imaging methods for biological tissue characterization", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 20, no. 3, p. 030901, 2015.
49. F. Stelzle, K. Tangermann-Gerk, W. Adler, A. Zam, M. Schmidt, A. Douplik, and E. Nkenke, "Diffuse reflectance spectroscopy for optical soft tissue differentiation as remote feedback control for tissue-specific laser surgery", *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 42, no. 4, pp. 319–325, 2010.
50. G. Zonios, and A. Dimou, "Modeling diffuse reflectance from homogeneous semi-infinite turbid media for biological tissue applications: a Monte Carlo study", *Biomedical Optics Express*, vol. 2, no. 12, p. 3284, 2011.
51. K. Franjic, M.L. Cowan, D. Kraemer, and R.J.D. Miller, "Laser selective cutting of biological tissues by impulsive heat deposition through ultrafast vibrational excitations". *Optics Express*, vol. 17, no. 25, p. 22937, 2009.
52. R. Wallach-Kapon, A. Sa'ar, A. Shalhav, S. Akselrod, and A. Katzir, "Cutting of biological tissue underwater by CO₂ lasers: using the cavitation effect", in *Proc. Laser-Tissue Interaction*, vol. 1202, 1990).

53. P. Matteini, F. Rossi, F. Ratto, and R. Pini, "Laser Welding of Biological Tissue: Mechanisms, Applications and Perspectives". *Laser Imaging and Manipulation in Cell Biology*, pp. 203–231, 2010.
54. A. Vogel, and V. Venugopalan, "Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues", *Chemical Reviews*, vol. 103, no. 2, pp. 577–644, 2003.
55. V. V. Tuchin, *Optical Biomedical Diagnostics*, Moscow: Fizmatlit, 2008.
56. A. Ishimaru, *Wave Propagation and Scattering in Random Media*, New York: Academic, 1978.
57. L. Thrane, H.T. Yura, and P.E. Andersen, "Analysis of optical coherence tomography systems based on the extended Huygens–Fresnel principle", *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 17, no. 3, p. 484, 2000.
58. A.F. Fercher, "Optical coherence tomography – development, principles, applications", *Zeitschrift Für Medizinische Physik*, vol. 20, no. 4, pp. 251–276, 2010.
59. R. Bernardes, J.Cunha-Vaz, *Optical Coherence Tomography*, Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2012.
60. J.B. Pawley, *Handbook Of Biological Confocal Microscopy*, Boston, MA: Springer-Verlag US, 2006.
61. W.B. Amos, and J.G. White, "How the Confocal Laser Scanning Microscope entered Biological Research", *Biology of the Cell*, vol. 95, no. 6, pp. 335–342, 2003.
62. J.R. Mourant, J.P. Freyer, A.H. Hielscher, A.A. Eick, D. Shen, and T.M. Johnson, "Mechanisms of light scattering from biological cells relevant to noninvasive optical-tissue diagnostics", *Applied Optics*, vol. 37, no. 16, p. 3586, 1998.
63. V. Degiorgio, J.C. Earnshaw, M.W. Steer, *The Application of Laser Light Scattering to the Study of Biological Motion*, Springer US, 1983.
64. J.W. Chan, D.S. Taylor, Th. Zwerdling, S.M. Lane, Ch.E. Talley, Ch.W. Hollars, and Th.Huser, "Raman spectroscopy: chemical analysis of biological samples", in *Advances in Biophotonics*, B.C. Wilson et al. (Eds.) IOS Press, 2005, pp. 148-168.

65. A. M.-Jansen, Ch. A. Patil, and I. J. Pence, "Raman spectroscopy: from benchtop to bedside", in *Biomedical Photonics Handbook* vol.II: Biomedical Diagnostics, T. Vo-Dinh Duke University Durham, North Carolina, USA: CRC PressTaylor & Francis Group, 2015, pp. 759- 803.
66. L.A. Nafie, "Theory of Raman scattering", in *Handbook of Raman spectroscopy*, I.R. Lewis, H.G.M. Edwards, New York: Marcel Dekker, 2001, pp.1-10.
67. W.J. Wiscombe, "Improved Mie scattering algorithms", *Applied Optics*, vol. 19, no. 9, p. 1505, 1980.
68. I.S. Saidi, S.L. Jacques, and F.K. Tittel, "Mie and Rayleigh modeling of visible-light scattering in neonatal skin", *Applied Optics*, vol. 34, no. 31, p. 7410, 1995.
69. T. Konevskikh, R. Lukacs, and A. Kohler, "An improved algorithm for fast resonant Mie scatter correction of infrared spectra of cells and tissues", *Journal of Biophotonics*, vol. 11, no. 1, p. e201600307, 2017.
70. Y. Pu, W. Wang, M. Al-Rubaiee S.K., Gayen, and M. Xu, "Determination of Optical Coefficients and Fractal Dimensional Parameters of Cancerous and Normal Prostate Tissues". *Applied Spectroscopy*, vol. 66, no. 7, pp. 828–834, 2012.
71. A. Roggan, M. Friebel, K. Dörschel, A. Hahn, and G. Müller, "Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400–2500 nm", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 4, no. 1, p. 36, 1999.
72. L.C. Henyey, J.L. Greenstein, "Diffuse radiation in the galaxy", *Astrophys. J.*, no. 93, pp. 70–83, 1941.
73. M. Hammer, A.N. Yaroslavsky, and D. Schweitzer, "A scattering phase function for blood with physiological haematocrit", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 3, pp. N65–N69, 2001.
74. Безугла Н. В. Просторова фотометрія біологічних середовищ. Дисертація кандидата технічних наук., НТУУ «КПІ», Київ, 2016.
75. S.A. Prahl Light transport in tissue. Dissert. of PhD, The University of Texas at Austin, 1988.

76. J. Depciuch, E. Kaznowska, I. Zawlik, R. Wojnarowska, M. Cholewa, P. Heraud, and J. Cebulski, "Application of Raman Spectroscopy and Infrared Spectroscopy in the Identification of Breast Cancer", *Applied Spectroscopy*, vol. 70, no. 2, pp. 251–263, 2016.
77. К.С. Шифрин, *Рассеяние света в мутной среде*, Л.: Государственное издательство технико-теоретической литературы, 1951.
78. Ю. Н. Барабаненков, "Многократное рассеяние волн на ансамбле частиц и теория переноса излучения", *Успехи физических наук*, №1, с. 49–77, 1975.
79. M. Schweiger, S. R. Arridge, M. Hiraoka, and D. T. Delpy, "The finite element method for the propagation of light in scattering media: boundary and source conditions", *Medical Physics*, vol. 22, no. 11, part 1, pp. 1779–1792, 1995
80. A.K. Dunn, "Finite-difference time-domain simulation of light scattering from single cells", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 2, no. 3, pp. 262, 1997.
81. O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, *The finite method. First edition. Vol.1: The Basis*, Butterworth Heinemann, Oxford, 2000.
82. S.D. Gedney, "Introduction to the Finite-Difference Time-Domain (FDTD) Method for Electromagnetics". *Synthesis Lectures on Computational Electromagnetics*, vol. 6, no. 1, pp. 1–250, 2011.
83. K. Tsia, *Understanding Biophotonics: Fundamentals, Advances, and Applications*, Jenny Stanford Publishing, 2015
84. Э.А. Генина, Оптика биотканей [Электронный ресурс], Режим доступа до ресурсу: http://www.optics.edu.ru/_media/library/education/optbiotissue_1-8.pdf.
85. К.С. Адзерихо, *Лекции по теории переноса лучистой энергии. Под ред. М. А. Ельяшевича*, М.: БГУ, 1975.
86. M. Gabriela, "Mathematical Methods in Biomedical Optics", *ISRN Biomedical Engineering*, pp. 1–8, 2013,
87. Ж. Ленобль, *Перенос радиации в рассеивающих и поглощающих атмосферах. Стандартные методы расчета: Пер. с англ.*, Ленинград: Гидрометеиздат, 1990.

88. P. Kubelka, and F.Munk, "Ein Beitrag zur Optic der Farbanstriche", *Tech. Phys.*, vol. 12, pp. 593-601, 1931.
89. Н.В. Безугла, М.О. Безгулий, та Ю.В. Чмир, "Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами", *Electronics and communications*, том 19, № 6, с. 87-93, 2014.
90. Y. Hongying, Z. Sukang, L.I Kejing, and P. Ning, "Modelling Fabric's Optical Behaviors ", *Materials Science Forum*, vol. 575-578, pp. 1266-1271, 2008.
91. S.A. Prahl, M.J.C. van Gemert, and A.J. Welch, "Determining the optical properties of turbid media by using the adding–doubling method", *Applied Optics*, vol. 32, no. 4, p. 559, 1993.
92. S. Prahl, Optical Property Measurements using the Inverse Adding-Doubling Program January 1999
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.202.3942&rep=rep1&type=pdf>.
93. L. Wang, S.L. Jacques, and L. Zheng, "MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 47, no. 2, pp. 131–146, 1995.
94. H. Karlsson, I. Fredriksson, M. Larsson, and T. Strömberg, "Inverse Monte Carlo for estimation of scattering and absorption in liquid optical phantoms", *Optics Express*, vol. 20, no. 11, p. 12233, 2012.
95. H.-P. Berlien and G. J. Müller, *Applied Laser Medicine*, Berlin: Springer-Verlag, 2003.
96. D.A. Rogatkin, "Development of the two-fluxes Kubelka-Munk approach to solve 1D task of the light transport into biological scattering tissues and media", *Optics and spectroscopy*, v.87, no. 1, pp.109-114, 1999.
97. P.E. Hänninen, S.W. Hell, J. Salo, E. Soini, and C. Cremer, "Two-photon excitation 4Pi confocal microscope: Enhanced axial resolution microscope for biological research", *Applied Physics Letters*, vol. 66, no. 13, pp. 1698–1700, 1995.

98. J.W. Pickering, S.A. Prahl, N. van Wieringen, J.F. Beek, H.J.C.M. Sterenborg, and M.J.C. van Gemert, "Double-integrating-sphere system for measuring the optical properties of tissue", *Applied Optics*, vol. 32, no. 4, p. 399, 1993.
99. K. F. Carr, and Surf. Coat, "Integrating sphere theory and applications Part I: Integrating sphere theory and design", *Surface Coatings International*, vol. 80, no. 8, pp. 380 – 385, 1997.
100. K. F. Carr, and Surf. Coat, "Integrating sphere theory and applications Part II: Integrating sphere applications ", *Surface Coatings International*, vol. 80, no. 10, pp. 485 – 490, 1997.
101. A.S. Toporets, *Optics of Rough Surfaces*, Leningrad: Mashinostroenie, 1988.
102. В.Г. Петрук, М.А. Томчук, Ua Patent No. 33078.
103. В.Г. Петрук, М.А. Томчук, Пристрій для неінвазивної діагностики матеріалів біомедичного походження, патент України на винахід, *МПК 51G01N 21/47, G01N 21/55, G01N 33/483*, 03.11.1998.
104. Л.А. Міхеєнко, Ю.О. Гордієнко, "Метрологічний аналіз дифузного випромінювача змінної яскравості на основі спряжених інтегруючих сфер", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №5, с. 88 – 95, 2009.
105. A.J. Dosmann Coaxial diffuse reflectance read head, Patent US, US2009/0021743 A1, 2009.
106. Э.Е. Стрежекуров, Е.А. Стрежекурова, Ю.А. Гасило, и С.Н. Долгов, Устройство для определения отражательной способности материалов. А. с. №1286965 // Б.И. 1987. №4.
107. Л.А. Міхеєнко, та А.Я. Шевчук, "Лінзові авторефлектори темного поля для малогабаритних оптично-електронних приладів", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №4, с. 115 – 121, 2001.
108. Snail K.A. Reflectometers. US Patent 4988205 // 1991.
109. V.V. Trembach, *Light Instruments*, Moscow: Vysshaya Shkola, 1990.

110. М.О. Безуглий, Т.Р. Ключко, Г.С. Тимчик, та А.Т. Циганков, Дозиметр оптичного випромінювання, патент України на користу модель, *МПК51 51G01N 21/47, G01N 21/55 №61635*, 17.11.2003.
111. H. Li, S. Xie, "Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection," *Appl. Opt.* 35, 1793 – 1795 (1996).
112. Sh. Cheng, H. Yu. Shen, G. Zhang, Ch. Hu. Huang, and X. J. Huang, "Measurement of the refractive index of biotissue at four laser wavelengths", in *Proc. SPIE 4916, Optics in Health Care and Biomed. Optics: Diagnostics and Treatment*, 2002.
113. V. Tsenova, and E. Stoykova, "Refractive index measurement in human tissue samples", in *Proc. SPIE 5226*, pp. 413–417, 2003.
114. H. Ding, J.Q. Lu, K. Jacobs, and Hu.X.H. Mand, "Determination of refractive indices of porcine skin tissues and intralipid at eight wavelengths between 325 and 1557 nm", *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 22, no. 6, pp. 1151 – 1157, 2005.
115. H. Li, S. Xie, "Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection", *Appl. Opt.*, no. 35, pp. 1793-1795, 1996.
116. Y. L. Jin, J. Y. Chen, L. Xu, and P. N. Wang, "Refractive index measurement for biomaterial samples by total internal reflection", *Phys. Med. Biol.*, no. 51, N371-379, 2006.
117. Ye. Qing , J. Wang, Zh.-Ch.Deng, W.-Yu. Zhou, Ch.-P. Zhang, J.-G. Tian, "Measurement of the complex refractive index of tissue-mimicking phantoms and biotissue by extended differential total reflection method," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 9, p. 097001, 2011.
118. L. Jiancheng , L. Zhenhua ,W. Chunyong, and H. Anzhi "Effective refractive indices of biological tissues and its experimental determination", in *Proc. SPIE 5630, Optics in Health Care and Biomedical Optics: Diagnostics and Treatment II*, 2005.
119. S. Cheng, H. Y. Shen, G. Zhang, C. H. Huang, X. J. Huang, "Measurement of the refractive index of biotissue at four laser wavelengths", in *Proc. SPIE 4916, Optics in Health Care and Biomedical Optics: Diagnostics and Treatment*, 2002.

120. W.V. Sorin, and D.F. Gray, "Simultaneous thickness and group index measurement using optical lowcoherence refractometry", *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol.4, pp. 105-107, 1992.
121. A. Knüttel, and M. Boehlau-Godau, "Spatially confined and temporally resolved refractive index and scattering evaluation in human skin performed with optical coherence tomography", *J. Biomed. Opt.*, vol. 5, pp. 83-92, 2000.
122. G.J. Tearney, M.E. Brezinski, J.F. Southern, B.E. Bouma, M.R. Hee, and J.G. Fujimoto, "Determination of the refractive index of highly scattering human tissue by optical coherence tomography", *Opt. Lett.*, no. 20, pp. 2258 – 2260, 1995.
123. J.J. Dirckx, L.S. Kuypers, W.F., Decraemer, "Refractive index of tissue measured with confocal microscopy", *J. Biomed. Opt.*, vol. 10, 2005.
124. R. Wang, N.Zh. Xu, and M.J.Wang, "The influence of the complex refractive index of tissues on the image contrast of phase-contrast microscopy", in *Proc. SPIE 6026, ICO20: Biomedical Optics*, 60260X, 2006.
125. T. Lai, S.P. Chong, Y. Zhou, G. Moloney, and Sh. Tang, "Corneal imaging and refractive index measurement using a combined multiphoton microscopy and optical coherence tomography system", in *Proc. SPIE 8588, Multiphoton Microscopy in the Biomedical Sciences XIII*, 85882S, 2013.
126. B. Rappaz, F. Charrière, Ch. Depeursinge, P.J. Magistretti, and P. Marquet, "Simultaneous cell morphometry and refractive index measurement with dual-wavelength digital holographic microscopy and dye-enhanced dispersion of perfusion medium," *Opt. Lett.*, no. 33, pp. 744-746, 2008.
127. D. Fu, W. Choi, Y. Sung, Z. Yaqoob, R. R. Dasari, and M. Feld, "Quantitative dispersion microscopy," *Biomed. Opt. Express*, no. 1, pp. 347-353, 2010.
128. G. Hall et al., "Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient", *Biomedical optics express*, vol. 3, no. 11, 2707–2719, 2012.
129. P. Saccomandi et al., "Goniometric measurement for the estimation of anisotropy coefficient of human and animal pancreas", in *Proc. 37th Annual International*

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015, pp. 1283 - 1286.

130. D. Fukutomi, K. Ishii, and K. Awazu, "Determination of the scattering coefficient of biological tissue considering the wavelength and absorption dependence of the anisotropy factor", *Optical Review*, vol. 23, no. 2, pp. 291–298, 2015.

131. V.M. Kodach, D.J. Faber, J. van Marle, T.G.van Leeuwen, and J. Kalkman, "Determination of the scattering anisotropy with optical coherence tomography", *Optics Express*, vol. 19, no. 7, p. 6131, 2011.

РОЗДІЛ 2

МЕТОД ДЗЕРКАЛЬНИХ ЕЛІПСОЇДІВ ОБЕРТАННЯ В ОПТИЦІ СВІТЛОРОЗСІЮВАЛЬНИХ СЕРЕДОВИЩ

Даний розділ присвячений розробці методу дзеркальних еліпсоїдів обертання для задач дослідження оптичних властивостей світлорозсіювальних біологічних середовищ. Представлено структурні схеми базових фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами і окреслені особливості їх функціонування. Наведено математичний апарат розрахунку ходу променів в рефлекторі з внутрішньою відбиваючою поверхнею та розглянуто основні траєкторії рухів променів. Представлено алгоритм запропонованого механізму рей-трейсингу та розглянуті особливості його програмної реалізації. Показано результати абераційного аналізу роботи рефлектора обраної конфігурації.

2.1 Типологія вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами

Оптична біомедична діагностика в своєму технічному виконанні використовує весь спектр оптичних систем, енергетичні або візуалізуючі особливості яких в достатній мірі описані і вивчені.

З точки зору об'єкта дослідження оптичної діагностики БС можуть бути класифіковані на оптично непроникні, вивчення яких ведеться у відбитому і розсіяному назад світлі, і оптично проникні, які досліджуються ще і в пропущеному і розсіяному вперед світлі. Слід зазначити, що перша група включає переважно оптично мутні БС, які внаслідок складу, багат шаровості або товщини не пропускають світловий потік певної потужності. Друга група включає оптично прозорі і оптично мутні БС, в яких можна зафіксувати світло, що пройшло в напрямку вперед через середовище. Часто непроникні БС є предметом *in vivo* діагностики.

У загальному випадку, світловий потік, зафіксований фотоприймачем за допомогою оптичної системи певної конфігурації в напрямку назад та/або вперед,

містить дві складові. Перша характеризує топографію шорсткою поверхні, на яку потрапляє (з якої виходить) оптичне випромінювання. Друга містить дані про розсіювальні та поглинальні властивості БС.

Систематизуючи оптичні системи, що містять еліпсоїдальні (сфероїдні) рефлектори і використовуються для зазначених цілей, зазначимо, що автори і користувачі окремих з них позиціонують можливість застосування своїх систем тільки для дослідження однієї складової світлового потоку. Але це ні в якій мірі не може обмежити можливість їх застосування і в біомедичній додатку для сукупного дослідження обох складових. З огляду на те, що більшість розглянутих нижче вимірювальних засобів є авторською розробкою, їх присутність не в оглядовій частині роботи видається логічною і прийнятною.

Рефлектор з поверхнею еліпсоїда обертання 1 (рис. 2.1) призначений для дослідження дифузного відбиття шорсткої поверхні [1]. В одному його фокусі розміщують досліджувану поверхню, а в іншому – приймач випромінювання ПВ (авторами використовувався фотодіод).

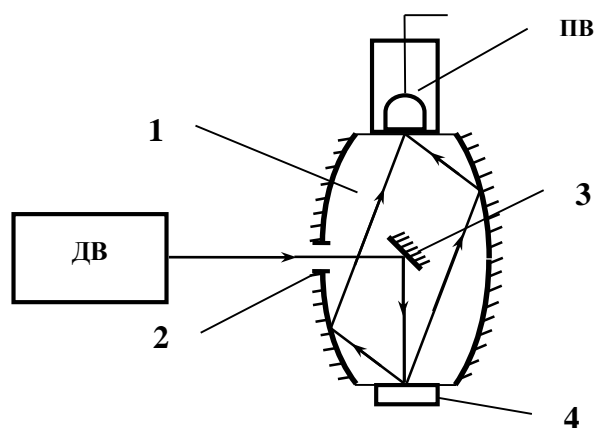


Рисунок 2.1 Схема пристосування до спектрофотометру з дзеркальним еліпсоїдом обертання для вимірювання коефіцієнта дифузного відбиття: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – плоске дзеркало; 4 – досліджуваний зразок

Потік оптичного випромінювання через симетрично розташований вхідний отвір 2 потрапляє на плоске дзеркало 3 і, відбившись від нього, падає на поверхню досліджуваного зразка 4. Дифузно відбите об'єктом світло потрапляє на поверхню

рефлектора і, відбившись, збирається в другому фокусі. Дзеркальне відбиття екранується плоским дзеркалом.

Модифікацією попередньої системи є дозиметр оптичного випромінювання [2] з еліпсоїдальним рефлектором 1 (рис. 2.2). У даній схемі використовується координатний (матричний) приймач оптичного випромінювання ПВ, світло на який потрапляє за допомогою проектувальної оптичної системи 5 (в експериментальній установці автори [3] застосували лінзо-призмову систему стереомікроскопу МБС-10 і ТВ адаптера до нього). Використання матричного приймача дозволило отримати просторовий розподіл оптичного випромінювання, розсіяного біологічним середовищем в зворотному напрямку, у фокальній площині еліпсоїдального рефлектора, обмеженою його фокальним параметром.

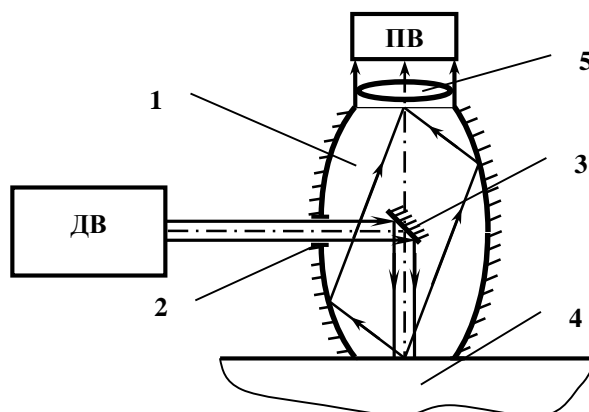


Рисунок 2.2 Дозиметр оптичного випромінювання: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – плоске дзеркало; 4 – досліджуваний зразок; 5 – проектувальна оптична система

Концептуальне рішення пристрою для визначення оптичних властивостей, запропоноване в [4], містить ЕР 1 (рис. 2.3), в приймальній фокальній площині якого розміщено напівпрозорий координатний пристрій сканування 6. Спільна робота сканера і матричного приймача випромінювання з застосуванням спеціалізованого обчислювального алгоритму вирішує завдання визначення дискретних напрямків розсіяного світла.

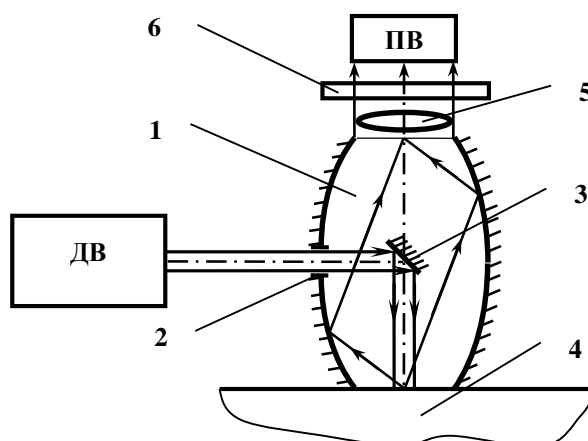


Рисунок 2.3 Пристрій для визначення оптичних властивостей: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – плоске дзеркало; 4 – досліджуваний зразок (ДЗ); 5 – проектувальна оптична система; 6 – пристрій сканування

Розглянемо конструкцію еліпсоїдального фотометричної головки (рис. 2.4), яка використана в дозиметрі оптичного випромінювання [5]. Особливістю даної системи, в порівнянні з попередньою, є використання асферичного дзеркала 3, яке розміщене на бічній поверхні еліпсоїда обертання 1 на одній осі з вхідним вікном 2. Потік оптичного випромінювання від джерела світла направляється на асферичне дзеркало 3 і, відбившись від нього, потрапляє в перший фокус еліпсоїдального дзеркала 1, в якому розміщена досліджуване БС 4. У результаті взаємодії світла з середовищем при використанні зазначеної конфігурації ЕР, світло в напрямку назад має дзеркальну складову, яка виводиться з еліпсоїда обертання через вхідне вікно 2, і дифузну складову, яка потрапляє на приймач оптичного випромінювання ПВ.

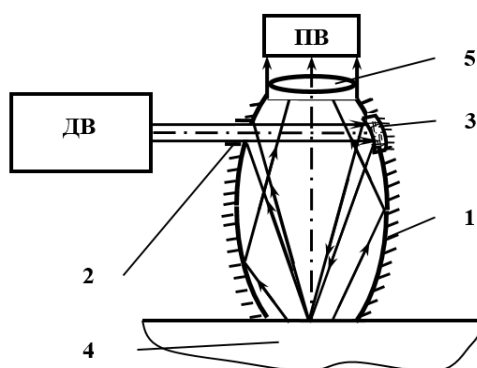


Рисунок 2.4 Дозиметр оптичного випромінювання: 1 – ЕР; 2 – вхідний отвір; 3 – асферичне дзеркало; 4 – ДЗ; 5 – проектувальна оптична система

Цікавим технічним рішенням є схема дзеркального пристрою, запропонована в [6], в якому передбачена можливість роздільної реєстрації дзеркальної і дифузійної складових, а також компоненти об'ємного розсіювання, яка дозволяє ідентифікувати різні дефекти на поверхні і всередині об'єкта дослідження (рис. 2.5). Пристрій містить джерело випромінювання (лазер), еліпсоїдального рефлектора 1 з вхідним 2 і вихідним 3 вікнами і вікном для розміщення досліджуваного зразка, які розміщені в площині падіння. Фотоприймач ПВ1 розміщений на осі дзеркальної компоненти відбитого світла в камері 5. Фотоприймачі ПВ2 і ПВ3 розміщені в другому фокусі еліпсоїдального рефлектора. Перший фокус еліпсоїда пов'язаний з оптичною віссю лазерного пучка і розміщений в області отвору для досліджуваного зразка 4. Дифузна компонента реєструється ПВ2. Наявність на досліджуваній поверхні дефектів (або неоднорідностей всередині біологічної структури) призводить до перерозподілу інтенсивності дифузійної і дзеркальної компоненти. Індикатриса відбиття при цьому розширюється, і частина випромінювання потрапляє на приймач ПВ3, наявність сигналу на якому свідчить про наявність вкраплень в області контролю. Співвідношення величин сигналів з приймачів ПВ1, ПВ2 і ПВ3 дозволяє проводити оцінку розмірів і форми вкраплень.

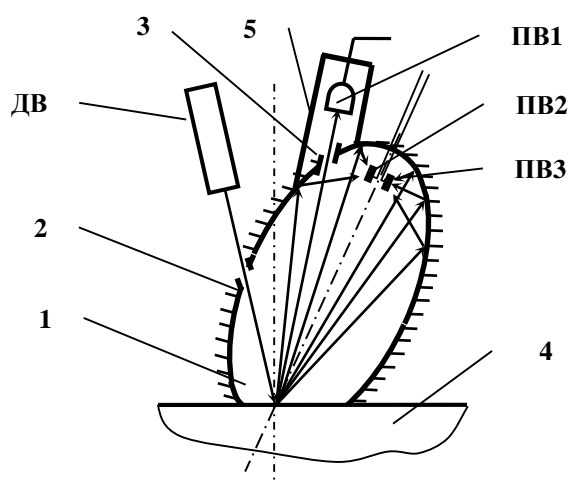


Рисунок 2.5 Пристрій для контролю шорсткої поверхні: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – вихідний отвір; 4 – досліджуваний зразок; 5 – камера

Аналогічний принцип роботи покладено в основу роботи іншого варіанту використання еліпсоїдального рефлектора в рефлектометрі (рис.2.6), запропонований авторами [6]. Цей пристрій, на відміну від попереднього, містить напів-еліпсоїд обертання 1, усічений по великій осі. Це дозволило спростити конструкцію розміщення приймачів ПВ2 і ПВ3. Отвір для робочого зразка 4 виконано в світло-поглинальній пластині 6, прикріпленій до країв напів-еліпсоїда, паралельно його великій осі. До пластині 6 у другому фокусі напів-еліпсоїда кріпляться фотоприймачі ПВ2 і ПВ3.

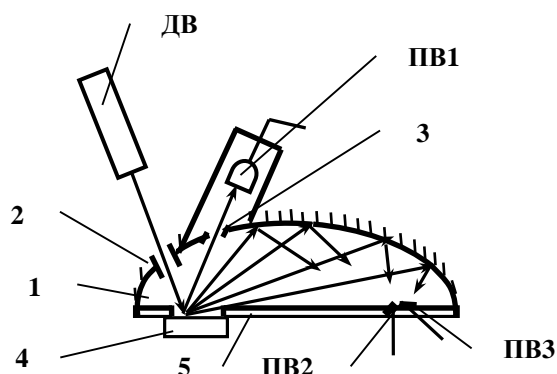


Рисунок 2.6 Пристрій для контролю шорсткої поверхні: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – вихідний отвір; 4 – досліджуваний зразок; 5 – світло-поглинальна пластина

У приладі для вимірювання оптичного розсіювання (рис. 2.7) авторами [7] був запропонований механізм визначення повного зворотного розсіювання в межах тілесного кута 2π . Світло від джерела за допомогою формуючої оптичної системи вводиться в порожнину еліпсоїдального рефлектора 1 через вхідне вікно 2. Дзеркальна компонента при цьому виводиться за межі рефлектора через вихідне вікно 3. При цьому зареєстрований фотоприймачем ПВ (фото-помножувачем) світловий потік містить дві компоненти. Перша є випромінюванням, розсіяним зразком 4 в межах апертурного кута, обмеженого фокальним параметром еліпсоїда. Ця складова безпосередньо потрапляє в приймальне вікно фото-помножувача. Друга складова є випромінюванням, розсіяним поверхнею 4 в межах тілесного кута, що

перевищує апертуру, обмежену фокальним параметром, і тому потрапляє на фотодетектор після однократного відбиття від стінок еліпсоїда.

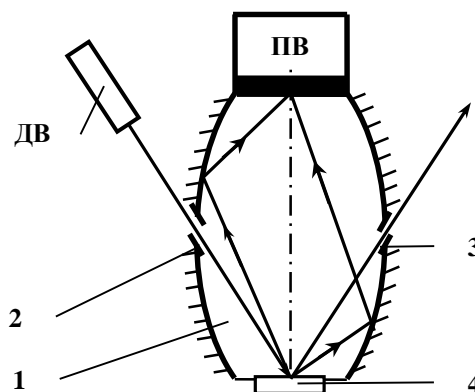


Рисунок 2.7 Пристрій для вимірювання оптичного розсіяння: 1 – еліпсоїдальний рефлектор; 2 – вхідний отвір; 3 – вихідний отвір; 4 – досліджуваний зразок

Технічні рішення, представлені на рис. 2.1-2.7, ілюструють застосування еліпсоїдальних рефлекторів для дослідження непроникних біологічних середовищ. У рамках дисертаційного дослідження були розроблені схеми і прилади для дослідження біологічних середовищ в світлі, що пройшло, і у відбитому світлі (рис. 2.8.а-2.8.в), як модифікації деяких розглянутих вище систем. На рис. 2.8.г-2.8.е представлені запропоновані схематичні рішення інших систем. На рис.2.8 штрихами позначені відповідні компоненти фотометричної головки (нижньої) для реєстрації розсіяного вперед випромінювання, аналогічні компонентам фотометричної головки (верхньої) для реєстрації розсіяного назад випромінювання.

Типологія інформаційно-вимірювальних пристроїв, розглянута та систематизована в даному пункті, дозволяє виділити характерні риси для задач конструювання фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, незалежно від їх розмірів та параметрів. При цьому система обробки зареєстрованої інформації, що несе дані про розсіювальні та поглинальні властивості досліджуваного середовища, а також характеризує структуру поверхні, функціонально може бути реалізована за прикладом [2,4,5] для систем, що працюють у відбитому світлі або на основі [8-11] для систем, що працюють одночасно з пропущеним та відбитим оптичним випромінюванням.

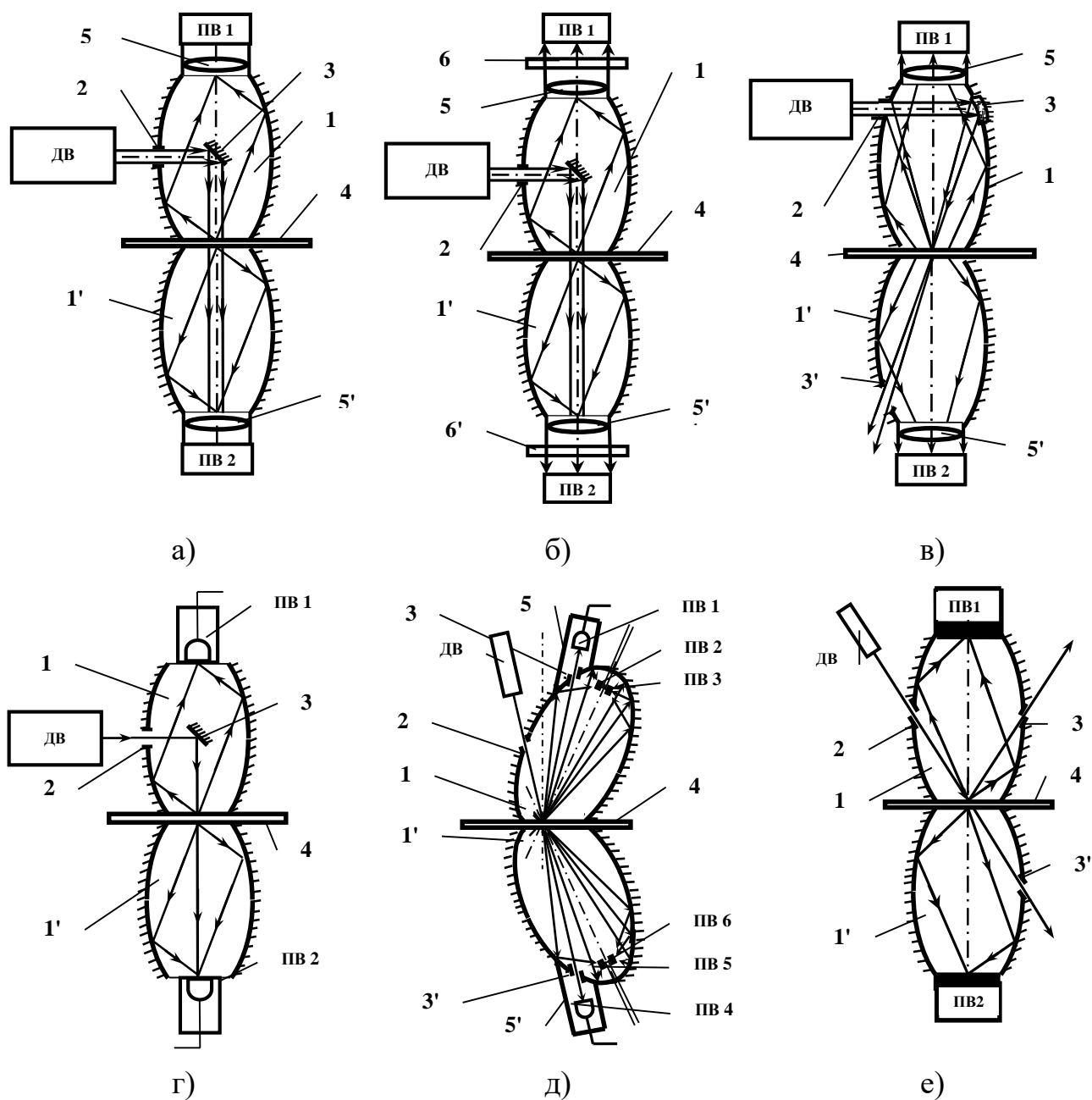


Рисунок 2.8 Пристрої для вимірювання оптичного розсіюння у відбитому та пропущеному світлі (позначення аналогічне рис. 2.1 – рис. 2.7, штрихами позначені і компоненти фотометричної системи для реєстрації розсіяного вперед світла)

Слід зазначити, що незалежно від обраної конфігурації вимірювального засобу з ЕР для дослідження світлорозсіювальних властивостей біологічних середовищ, ключовими є моменти вибору параметрів еліпсоїдів обертання, що напряду

визначаються прогнозованим ступенем розсіяння в середині БС, а також особливості розрахунку ходу променів в середині рефлектора.

2.2 Вихідні положення для трасування променів при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Еліпсоїдальний рефлектор належить до оптичних елементів з асферичною поверхнею і є фігурою обертання в тривимірному просторі, сформованою при обертанні еліпса навколо однієї з його головних осей. При цьому або внутрішня або зовнішня поверхня еліпсоїда є дзеркалом. Як видно з розглянутої типології (п.2.1.) у даній роботі розглядаються особливості побудови фотометрів з ЕР з внутрішньою відбиваючою поверхнею.

З оптичної точки зору для будь-якої з представлених в п.2.1 конфігурацій еліпсоїдальних рефлекторів розрахунок ходу променів (рей-трейсинг) є типовою й однозначною задачею, що залежить від розміщення площини предметів та площини зображень. Проте функціонально розглядати роботу ЕР потрібно не як елемента, що формує зображення, а такого, що збирає та переносе розсіяне випромінювання до фотоприймальної площини. З іншого боку, оскільки у якості базової конструкції фотометру було обрано рішення, представлене на рис. 2.8.а., то дана термінологічна неточність вважатиметься виправленою шляхом використання відповідної фокальної площини дзеркального еліпсоїда обертання.

Еліпсоїдальним рефлекторам (рис.2.9), що переважно застосовуються для переносу зображення в оптичних системах з кільцевою апертурою або проєкційних фотометричних системах, властиво, що всі промені, котрі виходять з площини, що містить перший фокус $F1$, потрапляють у площину, що містить другий фокус $F2$, у відповідності до особливостей поширення променів та методів подальшого фотометричного аналізу.

Суто математично еліпсоїд обертання можна отримати з окружності, стискаючи її по одній координаті (осі), коли інша залишається без зміни. Тоді, виходячи з [12]

оперують коефіцієнтом стискання m . При проектуванні ЕР обраної конфігурації (рис.2.9) фіксованою віссю є вісь, ортогональна утвореним фокальним площинам, що містять точки фокусів F_1 та F_2 .

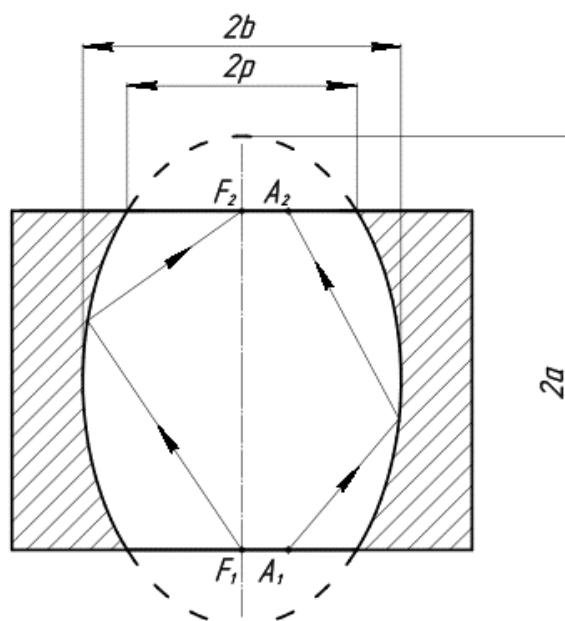


Рисунок 2.9 Еліпсоїдальний рефлектор: $2a$ - велика вісь, $2b$ - мала вісь, $2p$ – фокальний параметр

У загальному, алгоритм трасування променів [13] є механізмом побудови зображення шляхом відстеження ходу променів (фотонів) від предмету і моделювання взаємодії цих променів з об'єктом. Причому, завдяки можливості врахування таких оптичних ефектів, як заломлення й дзеркальне відбиття, а також суворе дотримання закону збереження енергії, алгоритм рейтресингу у випадку фотометрії з ЕР є більш прийнятним за алгоритми Scanline [14] та Ray Casting [15], що доволі поширені при рендеринзі. Поряд зі значною обчислювальною потужністю, що супроводжуються М-К моделюванням поширення оптичного випромінювання в БС, часові втрати на трасування променів в ЕР вказують на головний недолік «БС+ЕР» рейтресингу. З іншого боку, належний підбір параметрів, що описують потужність та профіль падаючого пучка променів, а також чутливість та геометричні розміри матричного приймача випромінювання дозволяє суттєво оптимізувати час моделювання.

Еліпсоїдальний рефлектор є тривимірною поверхнею, отриманою геометричною деформацією сфери з внутрішнім дзеркалом вздовж трьох взаємно-перпендикулярних осей (рис. 2.10). Така просторова конфігурація еліпсоїда, який ще називають витягнутим сфероїдом, отримана шляхом зрівняння двох малих напів-вісей (a і c) і визначення у якості осі обертання великої напів-осі (b). При цьому малі напів-вісі утворюють площину, паралельно якій знаходяться фокальні площини (перша, що містить фокус $Ft1$ ($Fb1$), та друга, що містить фокус $Ft2$ ($Fb2$)), вздовж яких відраховується фокальний параметр p , а вздовж осі b відраховується фокальна відстань f . Робоча частина ЕР, що використовуються в фотометрах, має вигляд ортогонально (по відношенню до великої напів-осі) усіченого в фокальних площинах еліпсоїда (рис. 2.9) і може бути виготовлена, наприклад, методом траєкторного копіювання [16].

З огляду на властивості еліпса, позначимо граничні умови трасування променів в ЕР:

- 1) вісь обертання Oz еліпсоїдів співпадає з віссю променя, що падає на БС;
- 2) промені з довільними направляючими косинусами, що виходять з одного фокуса, відбиваються еліпсоїдом обертання і збираються у другому фокусі;
- 3) промені з довільними направляючими косинусами, що виходять з будь-яких точок першої фокальної площини поза першого фокусу, відбиваються еліпсоїдом обертання і потрапляють до другої фокальної площини поза другого фокусу;
- 4) взаємодія променів зі стінками еліпсоїда підпорядковується закону дзеркального відбиття.

Таким чином, охарактеризувати роботу ЕР можна наступним чином. Оптичне випромінювання після взаємодії з плоским зразком БС виходить з нього в прямому та/або зворотному, по відношенню до падаючого, напрямку у вигляді набору променів з довільними направляючими косинусами. Плоский зразок БС суміщений своїми сторонами з однією з фокальних площин верхнього та/або нижнього еліпсоїду. Пляма розсіяння, утворена на сторонах БС за допомогою ЕР сформується в його іншій

фокальній площині та матиме подібний до оригіналу просторовий розподіл та дещо зменшену інтенсивність. Для здійснення фотометрії отриманий просторовий розподіл потрапляє на матричний приймач випромінювання, який може розміщуватись безпосередньо в приймальній площині ЕР (його розміри повинні бути не меншими за подвійний фокальний параметр p) або бути оптично спряженим з проектуючою оптичною системою (об'єктивом ПЗЗ-камери).

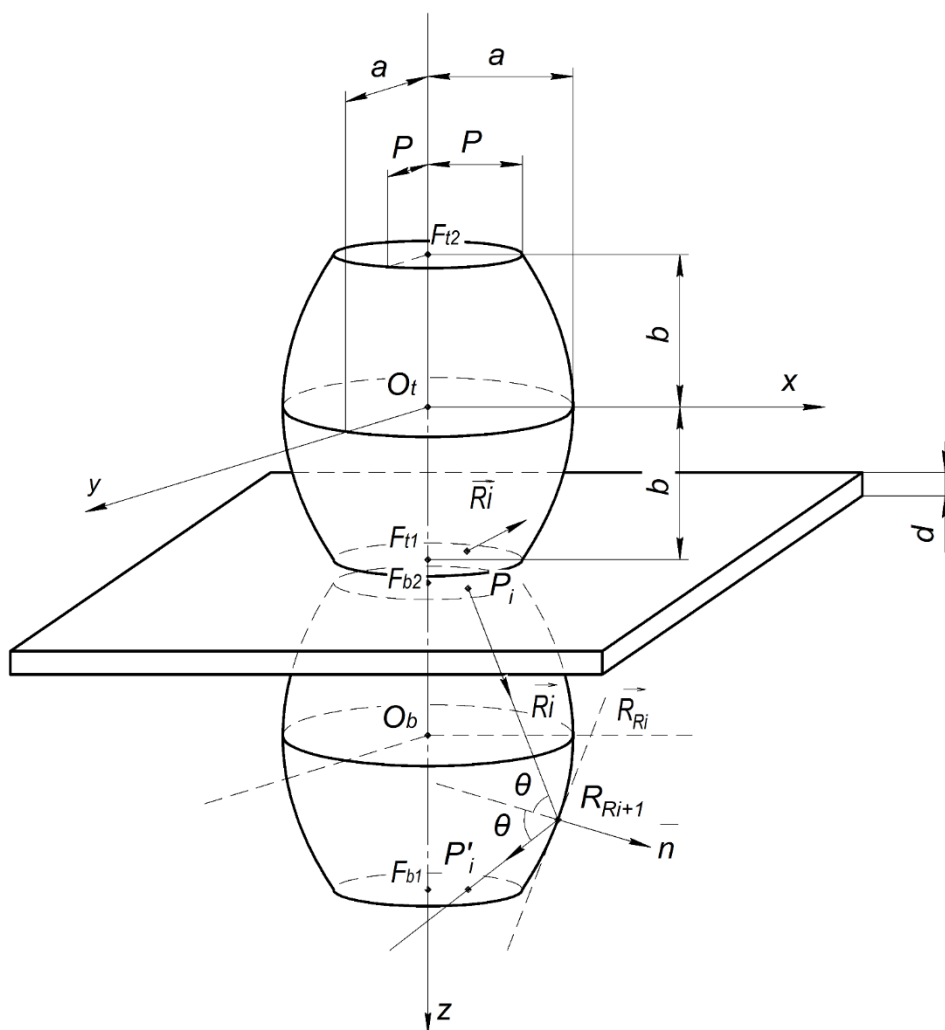


Рисунок 2.10 Трасування променів в еліпсоїдальних рефлекторах: основні параметри та конфігурація

Процедуру здійснення рей-трейсингу в ЕР доцільно забезпечити шляхом алгоритмізації, що буде розглянута в наступному пункті.

2.3 Рей-трейсинг в дзеркальному еліпсоїді обертання

Оскільки механізм трасування передбачає відстеження траєкторії та фізичних процесів, що відбуваються з окремим променем, розглянемо алгоритм взаємодії променя (фотону), що вийшов з БС, з ЕР (рис. 2.11).

На рис. 2.10 показаний один з можливих варіантів виходу фотона з БС, тобто зустрічі з першою фокальною площиною ЕР. Велика напів-вісь еліпсоїда b співпадає з віссю Oz Декартової системи координат, напів-вісі a і c співпадають з осями Ox та Oy відповідно, а центр верхнього еліпсоїда O_t знаходиться в початку системи координат. Центр нижнього еліпсоїда O_b відстає від центру верхнього на величину $(2f+d)$, де d – товщина досліджуваного зразку.

Вхідними даними для трасування променів є координати точки виходу з біологічного середовища $P(x_p, y_p, z_p)$, а також направляючі косинуси $C_i(\cos \alpha_{R_i}, \cos \beta_{R_i}, \cos \gamma_{R_i})$, котрі отримуються після моделювання блукання фотона в модельованому БС методом Монте-Карло, при цьому промінь (направляючий вектор) позначено $\overline{R_i}$. Практична реалізація запропонованого алгоритму здійснюється у відповідності до [17] і полягає у наступному. Спочатку знаходять точку перетину променя $\overline{R_i}$ з першою фокальною площиною $Ft1$ верхнього еліпсоїда (якщо $\cos \gamma < 0$) або другою фокальною площиною $Fb2$ нижнього еліпсоїда (якщо $\cos \gamma > 0$). фотони, що не потрапили до цих фокальних площин не беруть участі у подальшому рей-трейсингу, а їх вага записується в окремий масив, що характеризує ефективність застосування ЕР з обраним фокальним параметром для фотометрії досліджуваного зразка. Далі визначають точку перетину променя з ЕР. Якщо координата точки перетину по осі Oz перевищує подвійну фокальну відстань еліпсоїда, то здійснюють пошук координат точки перетину променя з другою фокальною площиною верхнього $Ft2$ або нижнього $Fb2$ еліпсоїдів. В іншому випадку рей-трейсинг продовжується доки промінь не перетне одну з фокальних площин $Ft2$ або $Fb2$ або доки не будуть досягнуті умови паралельності переміщення променя до осі xOy .

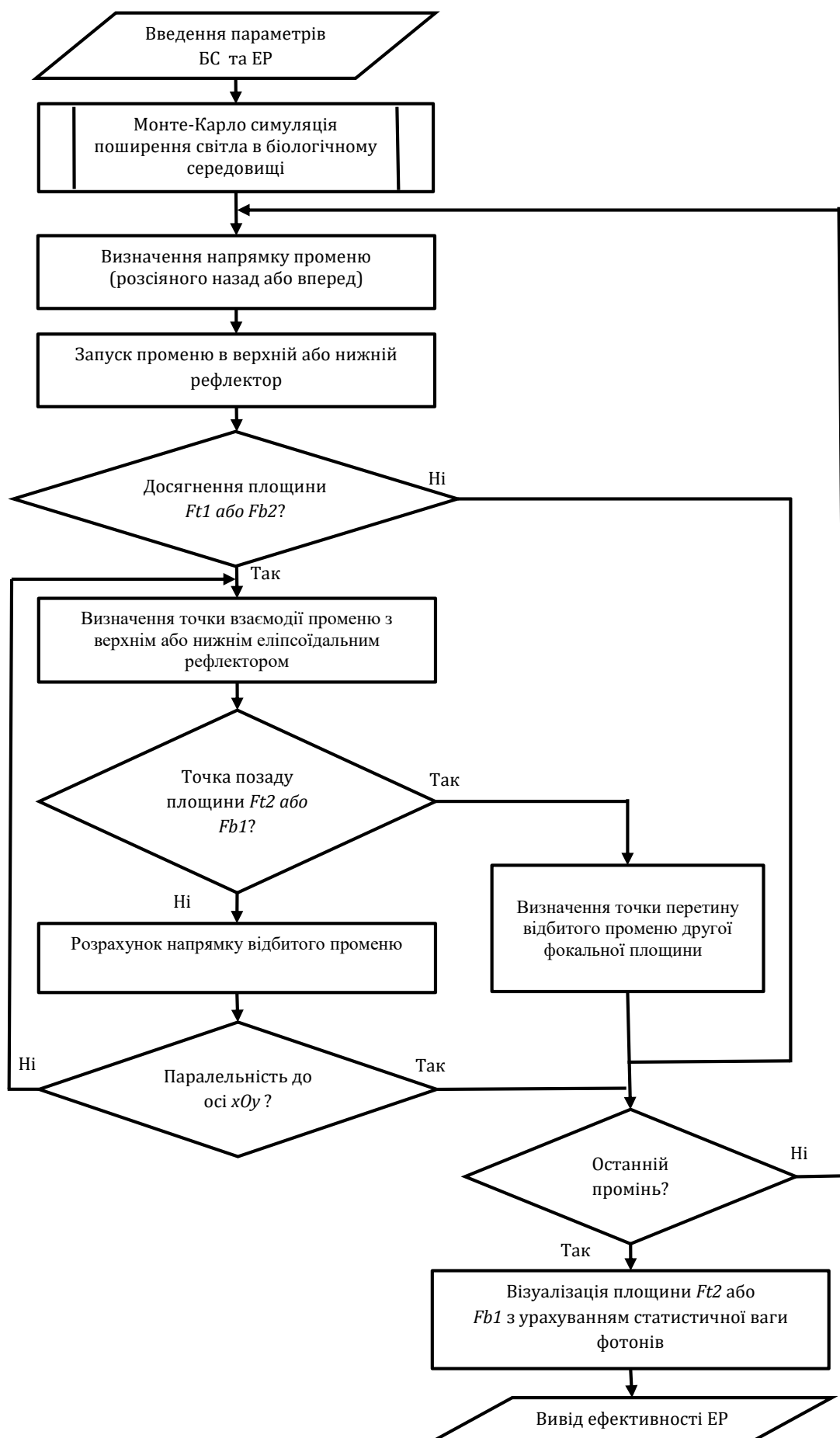


Рисунок 2.11 Загальний алгоритм трасування променів в ЕР

2.3.1 Визначення точки взаємодії променя з еліпсоїдальним рефлектором

Розглянемо процес пошуку точки P_i перетину променю $\overline{R_i}$, що має початок в точці P і міститься всередині еліпсоїда обертання, з поверхнею останнього, при цьому рівняння ЕР має вигляд:

$$(x^2 + y^2)b^2 + z^2a^2 = a^2b^2. \quad (2.1)$$

З урахуванням того, що координати променю $\overline{R_i}$ невідомі, представимо рівняння прямої в просторі, якій належить цей вектор, через його направляючі косинуси $C_i(\cos \alpha_{R_i}, \cos \beta_{R_i}, \cos \gamma_{R_i})$ і здійснимо параметризацію:

$$\frac{x_{P_i} - x_P}{\cos \alpha_{R_i}} = \frac{y_{P_i} - y_P}{\cos \beta_{R_i}} = \frac{z_{P_i} - z_P}{\cos \gamma_{R_i}} = t. \quad (2.2)$$

Підставивши (2.2) в рівняння еліпсоїда (2.1) за умови, що $a \neq b \neq 0$, і впорядкувавши його по невідомому параметру t отримаємо:

$$\begin{aligned} & t^2 \left[b^2 (\cos^2 \alpha_{R_i} + \cos^2 \beta_{R_i}) + a^2 \cos^2 \gamma_{R_i} \right] + \\ & + t \left[2b^2 (\cos \alpha_{R_i} \cdot x_P + \cos \beta_{R_i} \cdot y_P) + 2a^2 \cos \gamma_{R_i} \cdot z_P \right] + \\ & + \left[b^2 (x_P^2 + y_P^2) + a^2 (z_P^2 - b^2) \right] = 0 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Очевидно, що розв'язанням (2.3) будуть корені квадратного рівняння відносно t . З огляду на те, що таких коренів два, пряма (2.2), котра містить промінь $\overline{R_i}$, повинна перетнути еліпсоїд обертання двічі, а робочу частину ЕР – лише один раз. Вибір того чи іншого кореню t залежить від напрямку поширення вектору вздовж осі обертання Oz верхнього або нижнього еліпсоїда, що визначається косинусом кута вектору до

цієї осі, тобто $\cos \gamma_{R_i}$. Якщо $\cos \gamma > 0$, то дискримінант з (2.3) береться додатній, якщо $\cos \gamma < 0$ – від’ємний, якщо $\cos \gamma = 0$, то доцільного ввести умову паралельності переміщення вектору до осі xOy , у такому разі розрахунок припиняється. Підставивши обране t в (2.2) отримаємо координати точки $P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$ перетину прямої, якій належить вектор $\overline{R_i}$, з поверхнею еліпсоїда обертання, або ж, з точки зору геометричної оптики – відбиття променю від поверхні ЕР. У випадку коли координата z_{P_i} знаходиться за межами фокальної площини верхнього/нижнього ЕР або співпадає з нею, переходимо до п. 2.3.3 – визначення точки перетину променю з фокальною площиною, інакше переходимо до п. 2.3.2.

2.3.2 Розрахунок напрямку променю, відбитого від стінки ЕР

Процес пошуку напрямку променю, відбитого в точці P_i полягає у складанні рівняння нормалі до поверхні ЕР у точці P_i та вектору цієї нормалі, визначенні кута θ між нормаллю та падаючим променем $\overline{R_i}$, а також розрахунком направляючого вектору $\overline{R'}$ відбитого променю.

Загальний вигляд рівняння нормалі має вид:

$$\frac{x - x_0}{\left. \frac{df(x, y, z)}{dx} \right|_{x_0}} = \frac{y - y_0}{\left. \frac{df(x, y, z)}{dy} \right|_{y_0}} = \frac{z - z_0}{\left. \frac{df(x, y, z)}{dz} \right|_{z_0}}, \quad (2.4)$$

де $f(x, y, z)$ – рівняння еліпсоїду обертання (1), записане в неявній формі;

x_0, y_0, z_0 – координати точки, в якій будується нормаль до поверхні;

$\left. \frac{df(x, y, z)}{dx} \right|_{x_0}, \left. \frac{df(x, y, z)}{dy} \right|_{y_0}, \left. \frac{df(x, y, z)}{dz} \right|_{z_0}$ – часткові похідні $f(x, y, z)$ в точці

$P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$.

Віднайшовши часткові похідні функції еліпсоїда обертання в точці $P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$, перепишемо (2.4):

$$\frac{x - x_{P_i}}{\frac{2x_{P_i}}{a^2}} = \frac{y - y_{P_i}}{\frac{2y_{P_i}}{a^2}} = \frac{z - z_{P_i}}{\frac{2z_{P_i}}{b^2}}. \quad (2.5)$$

З огляду на (2.5) вектор нормалі до поверхні еліпсоїда обертання (2.1) в точці P_i набуде вигляду:

$$-\vec{n} \left(\frac{x_{P_i}}{a^2}, \frac{y_{P_i}}{a^2}, \frac{z_{P_i}}{b^2} \right). \quad (2.6)$$

Кут θ між нормаллю (2.6) та падаючим променем $\vec{R}_i(x_{R_i}, y_{R_i}, z_{R_i})$ можна визначити, як відношення скалярного добутку падаючого вектору і вектору нормалі до норм цих векторів:

$$\cos \theta = \frac{\langle \vec{n}, \vec{R}_i \rangle}{\|\vec{n}\| \cdot \|\vec{R}_i\|}, \quad (2.7)$$

З урахуванням положень [18, 19] та (2.7) відбитий стінками ЕР вектор \vec{R}_r має наступні координати:

$$\begin{cases} x_{R_r} = x_{R_i} - \frac{2\cos\theta}{\|\bar{n}\|} \|\bar{R}_i\| x_n \\ y_{R_r} = y_{R_i} - \frac{2\cos\theta}{\|\bar{n}\|} \|\bar{R}_i\| y_n \\ z_{R_r} = z_{R_i} - \frac{2\cos\theta}{\|\bar{n}\|} \|\bar{R}_i\| z_n \end{cases} \quad (2.8)$$

Далі розраховують направляючі косинуси відбитого вектору $C_r(\cos\alpha_{R_r}, \cos\beta_{R_r}, \cos\gamma_{R_r})$ і за допомогою (2.1)-(2.3) знаходять точку $P_{oi}(x_{P_{oi}}, y_{P_{oi}}, z_{P_{oi}})$ перетину відбитого променя з поверхнею еліпсоїда обертання. У випадку коли $z_{P_{oi}}$ знаходиться за фокальною площиною або на ній, переходять до п. 2.3.4 – визначення точки перетину променя з фокальною площиною, інакше повертаються до п. 2.3.2, а початковими даними вважають точку $P_i(x_{P_i}, y_{P_i}, z_{P_i})$ та направляючі косинуси $C_r(\cos\alpha_{R_r}, \cos\beta_{R_r}, \cos\gamma_{R_r})$ вектору \bar{R}_r .

2.3.3 Визначення точки перетину відбитого променя з другою фокальною площиною

Розглянемо процес відшукування точки перетину променя з другою фокальною площиною верхнього ($Ft2$) або нижнього ($Fb2$) ЕР. У випадку, коли точка перетину променя належить другій фокальній площині, то вона і буде вирішенням поставленого завдання. Коли ж точка перетину знаходиться за межами фокальної площини з рівнянням $z=2b$ для верхнього еліпсоїда (та $z=-(2f+d)$ для нижнього еліпсоїда), то з урахуванням (2.2) її координати можна визначити:

$$\begin{cases} x_{P_o} = \frac{f - z_{P_i}}{\cos \gamma_{R_r}} \cdot \cos \alpha_{R_r} + x_{P_i} \\ y_{P_o} = \frac{f - z_{P_i}}{\cos \gamma_{R_r}} \cdot \cos \beta_{R_r} + y_{P_i} \\ z_{P_o} = f \end{cases} \quad (2.9)$$

Множина розв'язків (2.9) для множини променів, що характеризують розсіювання вперед та назад для зразка біологічного середовища, утворюють просторовий розподіл у вихідній фокальній площині відповідного еліпсоїдального рефлектора.

2.4 Програмна реалізація рей-трейсингу в еліпсоїдальному рефлекторі

На основі математичного апарату (2.1) – (2.9) та розробленого алгоритму рей-трейсингу (рис.2.11) було розроблене спеціалізоване програмне забезпечення RTER (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) [20], призначене для розрахунку ходу променів в еліпсоїдальному рефлекторі. Основною поверхнею дослідження є бічна поверхня еліпсоїда між фокальними площинами. Програма дозволяє запускати промені з однієї точки (при пакетному дослідженні з набору заданих точок) в одній фокальній площині, моделювати взаємодію променів з поверхнею еліпсоїда і відстежувати положення перетину цих променів в протилежній до пускової фокальній площині. На основі цього моделювання програма дозволяє досліджувати положення центру ваги плями розсіювання в фокальній площині, середньо-квадратичне відхилення кожної з точок, зберігати зображення плями розсіювання як у вигляді файлу, так і в форматі для MathCad тощо.

На рис. 2.12 зображений загальний вигляд інтерфейсу описуваної програми одразу після її ввімкнення. Для початку роботи з програмою потрібно ввести необхідні дані в кожну із вкладок 1, де задаються: параметри еліпсоїда, параметри виводу результатів і т.д. Для запуску програми потрібно натиснути кнопку

«Generate», одразу після цього, програма запустить обчислення відповідно до введених початкових даних.

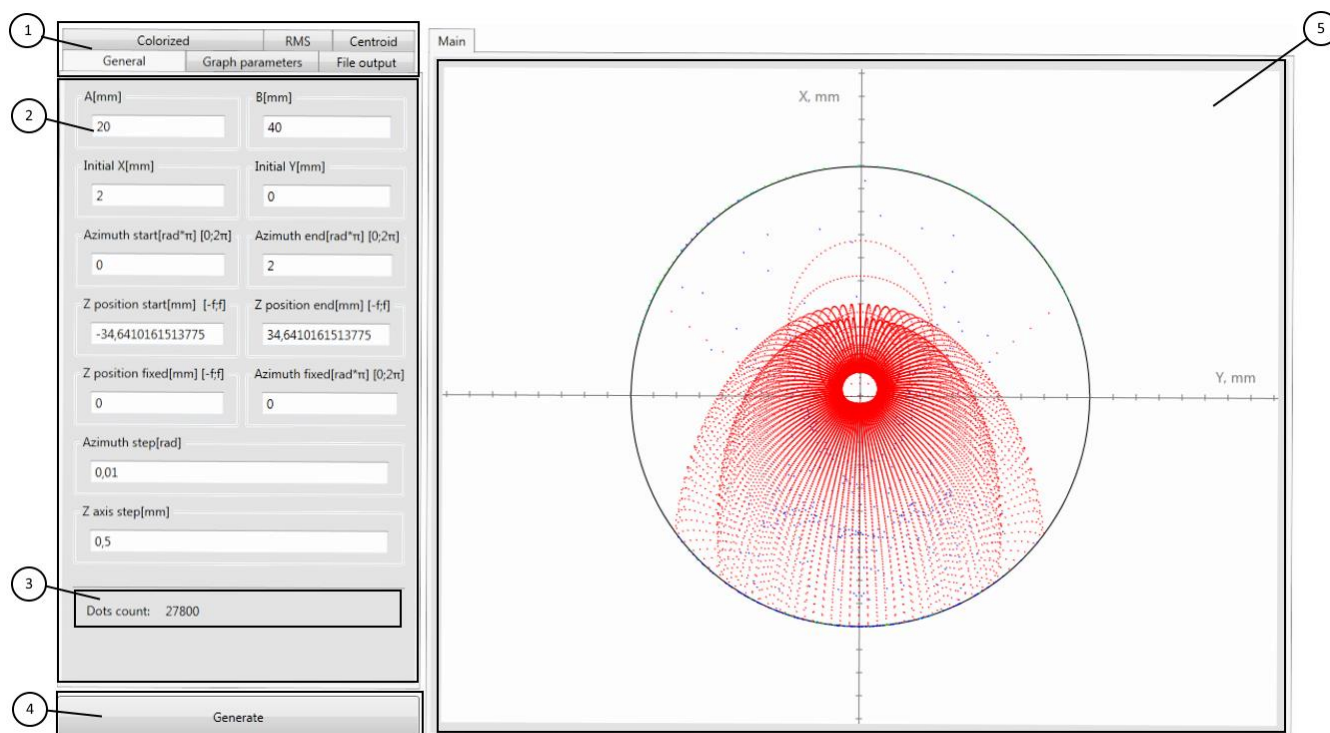


Рисунок 2.12 Головне вікно програми RTER: 1 – панель вкладок; 2 – контент вкладки; 3 – кількість запущених точок; 4 – кнопка початку обчислення; 5 – вікно візуалізації

Вкладка «General» (рис. 2.13.а) призначена для введення початкових параметрів еліпсоїда обертання та параметрів обчислення, таких як крок та інтервали обчислення. «A[mm]», «B[mm]» – це відповідно мала і велика пів-вісі еліпсоїда, задаються в міліметрах; «Initial X[mm]», «Initial Y[mm]» – початкова точка запуску променів, координати задаються відносно осі еліпсоїда; «Azimuth start[rad*pi]», «Azimuth end[rad*pi]» – це інтервал азимутального кута запуску, тобто промінь буде запускатись лише в заданому інтервалі, початок відліку руху відносно осі X по замовчуванню цей інтервал є $[0, 2\pi]$, наявність даного інтервалу дозволяє запускати промінь наприклад у верхній або нижній частинах еліпсоїда; «Z position start[mm]», «Z position end[mm]» – інтервал запуску променю вздовж великої осі еліпсоїда, при розгляді бічної частини еліпсоїда (між фокальними площинами), цей інтервал

повинен бути $[-p, p]$ де p – фокальний параметр; «Z position fixed[mm]», «Azimuth fixed[rad* π]» – дозволяє фіксувати інтервал в окремій точці, тобто цей спосіб є еквівалентом встановлення нескінченно вузького інтервалу; «Azimuth step[rad]» – крок запуску азимутального кута; «Z position step[mm]» – крок запуску променя вздовж великої осі еліпсоїда; «Dots count» – кількість запущених точок, чим менший крок «Azimuth step[rad]» або «Z position step[mm]», тим більше точок запуску.

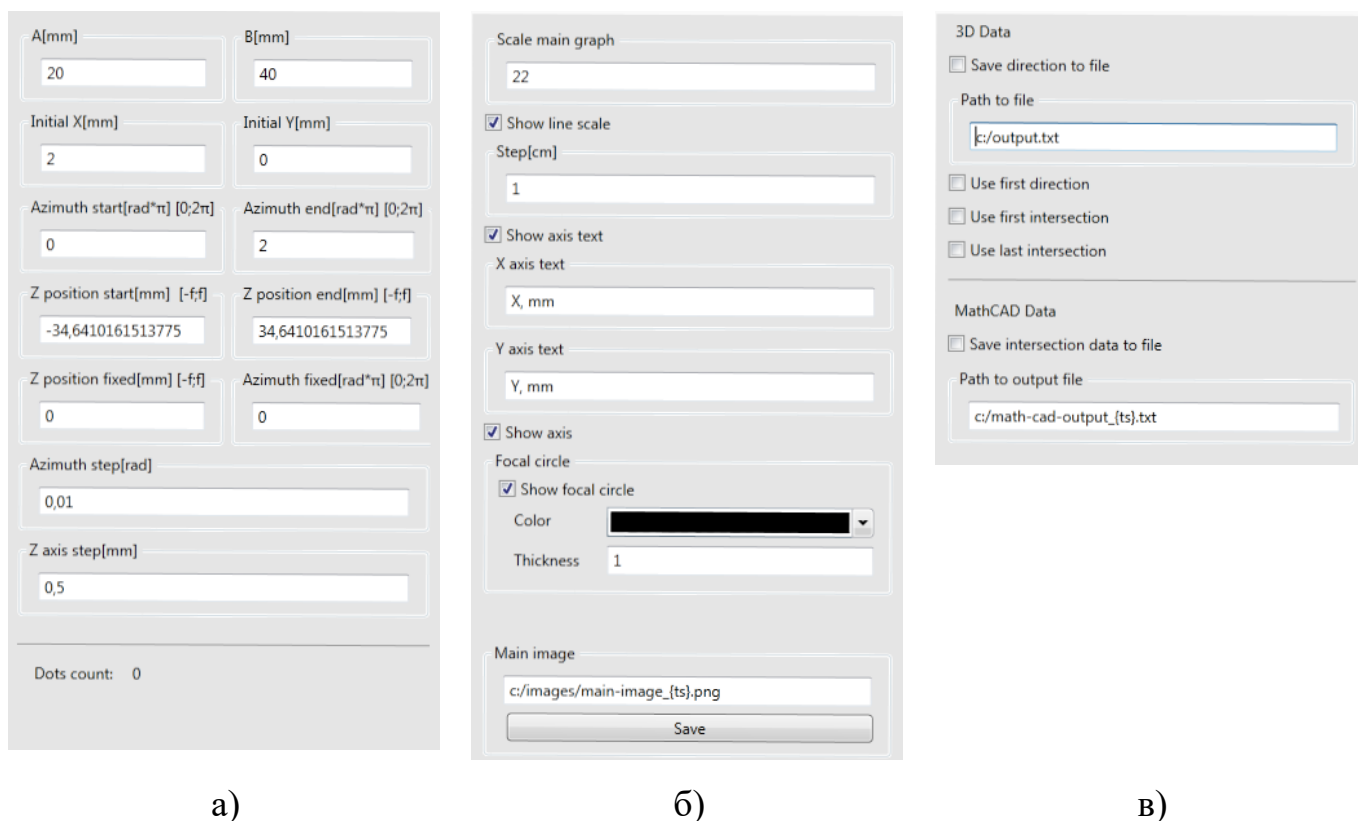


Рисунок 2.13 Вкладки програми RTER: вкладка «General» (а); вкладка «Graph parameters» (б); вкладка «File output» (в)

Вкладка «Graph parameters» (рис. 2.13.б) призначена для введення масштабу, позначення осей, ціни їх поділки та кольору. «Scale main graph» – масштаб графіків (обумовлений тим, що одному міліметру метричного масштабу за замовчуванням при виводі відповідає 1 піксель); «Show line scale» – дозволяє задавати, чи потрібно виводити поділки на осях і якщо так, то поле для вводу «Step[cm]» дозволяє задати яким саме повинен бути цей крок; «Show axis text» – дозволяє задати, чи потрібно виводити позначення над осями; «X axis text», «Y axis text» – задає, яким повинне

бути позначення над відповідною віссю; «Show axis» – задає, чи повинні відображатись осі на графіку; «Show focal circle» – задає, чи повинно відображатись коло, яке є еквівалентом перетину фокальної площини з еліпсоїдом; у полі «Color» можна вибрати колір кола, а в полі «Thickness» його товщину; «Main image» – дозволяє зберегти зображення, наприклад у «*.png» форматі, для цього потрібно написати шлях до майбутнього файлу та натиснути «Save».

Вкладка «File output» (рис.2.13.в) призначена для задання шляхів для збереження файлів з результатами обчислень. «3D Data» – використовується для виведення результату запуску променів у файл для подальшого їх перегляду в 3D, для цього використовується поле «Save direction to file», де в полі «Path to file» можна ввести шлях до результуючого файлу; «Use first direction» – дозволяє вибрати, чи потрібно зберігати набір променів, що характеризують відстань від точки запуску до точок перетину з поверхнею еліпсоїда; «Use first intersection» – дозволяє вибрати, чи потрібно зберігати набір променів, що характеризують відстань від точок перетину з поверхнею еліпсоїда до інших точок перетину з еліпсоїдом у випадках двох та більше активів відбиття; «Use last intersection» – дозволяє вибрати, чи враховувати всі інші промені; «MathCad data» – дозволяє зберігати результати графіків для подальшого відкриття їх в MathCad, для цього потрібно вибрати «Save intersection to file» вказати шлях до файлу в полі «Path to output file».

Вкладка «Colorized» (рис. 2.14.а) призначена для встановлення кольору різних параметрів графіка, а також виведення кількості цих параметрів. «Colorized result of main graph» – дозволяє задавати, яким кольором виводити промені з різною кількістю активів відбиття від бокової поверхні рефлектора, наразі можна задати колір для променів до шостого відбиття. Це робиться за допомогою вибору відповідного кольору зі списку, якщо потрібно виділити тільки одну конкретну кількість, то для цього можна необхідному значенню задати потрібний колір, а всім іншим поставити прозорий (на рис. 2.12 п у вікні програми показане виведення променів першого (червоний) та другого (синій) відбиття). Якщо не використовувати даний функціонал, то графік буде відображено сірим кольором. Також у даній вкладці можна бачити

кількість променів з відповідним кольором, тобто скільки променів зазнало одним відбиття, двох і т.д.

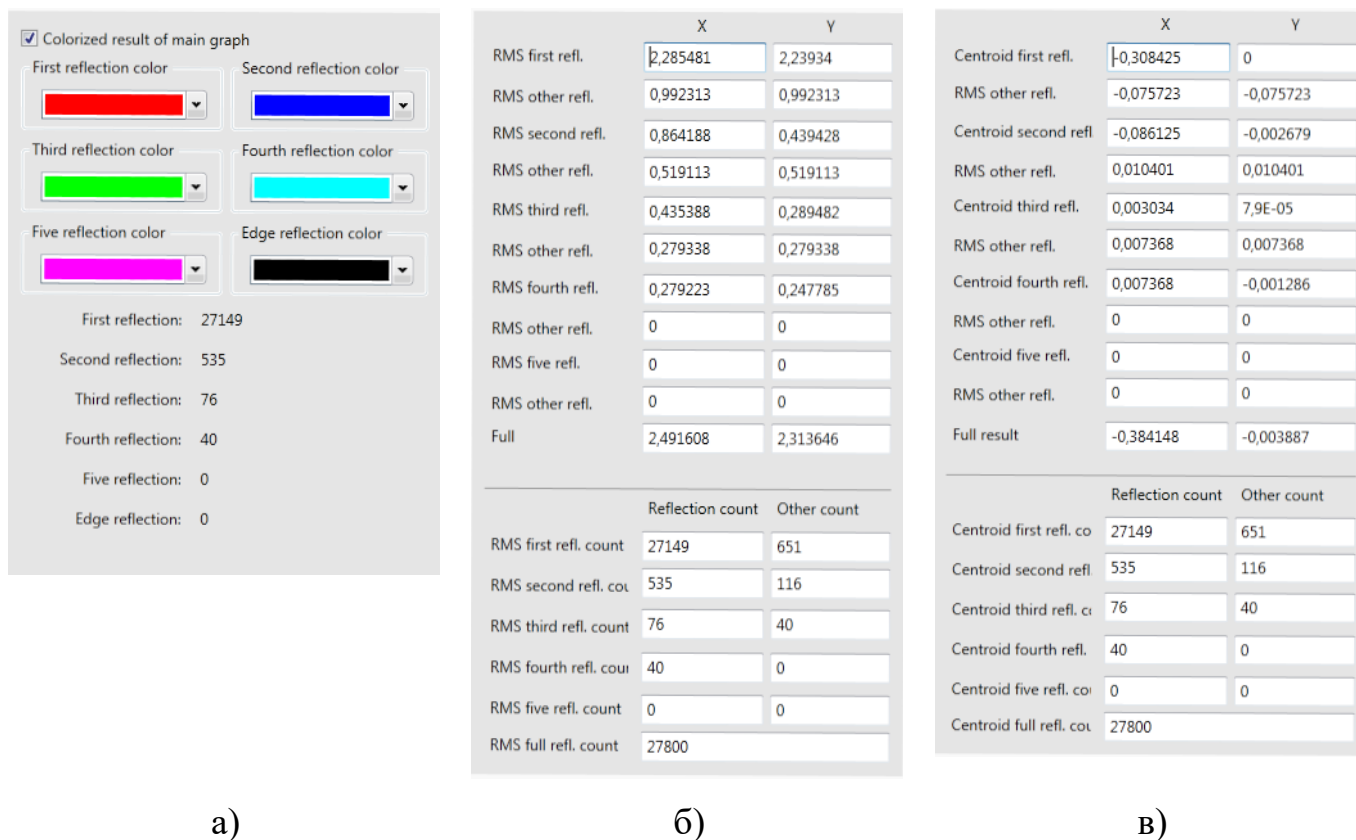


Рисунок 2.14 Вкладки програми RTER: вкладка «Colorized» (а); вкладка «RMS» (б); вкладка «Centroid» (в)

Вкладка «RMS» призначена для виводу результату обчислення «RMS» в другій фокальній площині еліпсоїда (рис. 2.14.б). У даній вкладці можна бачити результат обчислення «RMS» еліпсоїда для різної кількості актів відбиття від бокової поверхні еліпсоїда, а в нижній частині вкладки – загальна кількість актів відбиття. Також тут відображається кількість актів відбиття по кожному із параметрів.

Вкладка «Centroid» призначена для виведення результату обчислення «Centroid» еліпсоїдального рефлектора (рис. 2.14.в). У даній вкладці (аналогічно до вкладки «RMS») можна бачити результат обчислення центроїда еліпсоїда.

Використання даної програмної реалізації дозволило дослідити абераційні властивості дзеркального еліпсоїда обертання в контексті функціонування

фотометрів з ЕР. Незначна корекція математичного апарату дозволить здійснити абераційний аналіз будь-якої з розроблених конфігурацій ЕР (рис. 2.8).

2.5 Види траєкторій руху променів в еліпсоїдальному рефлєкторі

Як зазначалося в [17], найбільш прийнятним для опису передавальних властивостей ЕР є механізм рей-трейсингу. У той же час при оптичній біометрії рей-трейсинг успішно реалізується при використанні симуляції Монте-Карло, яка дозволяє відслідковувати траєкторію руху окремого фотона (променю) в біологічному середовищі [21]. Результати симуляції Монте-Карло поширення світла в БС, а саме координати і напрямок фотона на виході з БС, є початковими умовами для абераційного аналізу ЕР і можуть бути практично застосовані в рамках конкретного дослідження. Але механізми абераційного аналізу оптичного ядра фотометричної системи, яким є ЕР, аналітично єдині незалежно від об'єкта дослідження. Відмінність визначається, перш за все, питомою вагою різноспрямованих променів після взаємодії з середовищем та/або його границями, які збирає рефлєктор. І в другу чергу – від геометрії робочої частини рефлєктора, яка одноразово або багаторазово відбиває промені, що потрапили до неї, і направляє в другу фокальну площину.

Ключовими завданнями рей-трейсингу в дзеркальному еліпсоїді обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею є визначення точки взаємодії з робочою частиною рефлєктора, а також точки перетину відбитих променів з другою фокальною площиною [17]. При фіксації предметної точки A в першій фокальній площині (рис. 2.15) і відстеженні траєкторії руху променів, що вийшли з неї під фіксованим зенітним кутом в межах повного азимутального кута, можна помітити характерний вид плями розсіювання в другій фокальній площині, сформованого при однократному відбитті від стінок ЕР (рис.2.16).

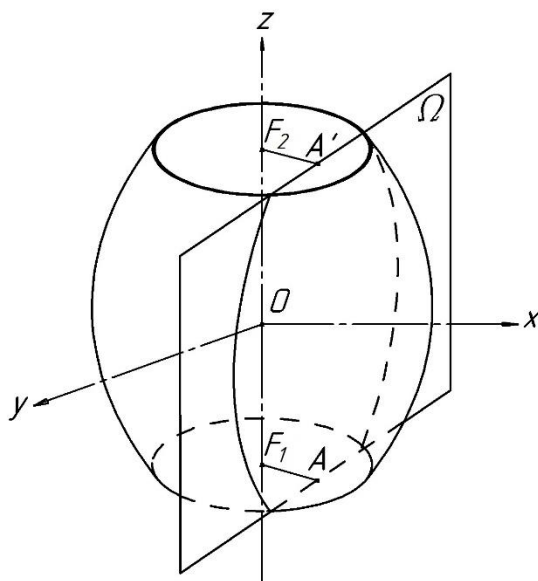


Рис. 2.15 До визначення траєкторій руху променів в ЕР

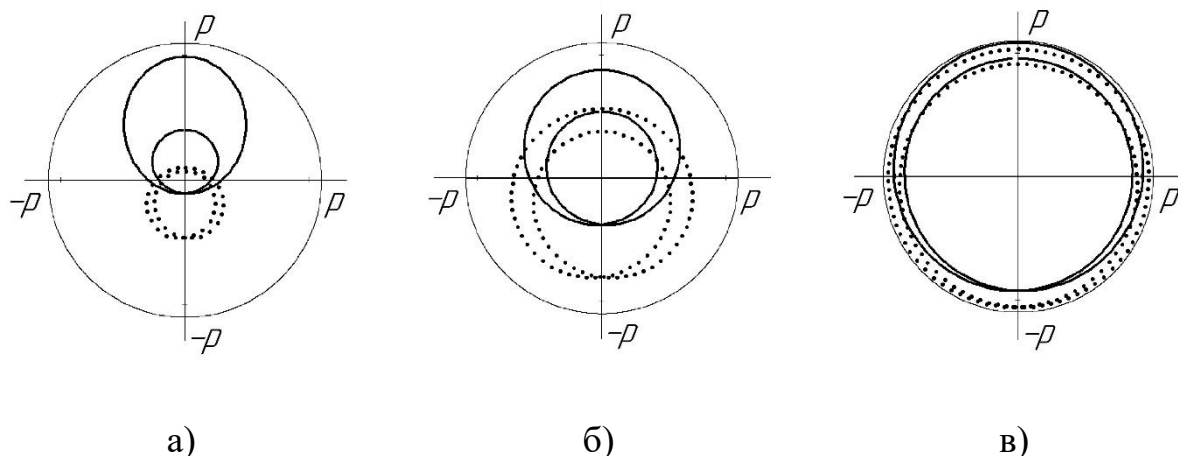


Рисунок 2.16 Пляма розсіювання утворена променями, що вийшли з предметної точки A з координатами $(0;2)$ (а); $(0;6)$ (б) та $(0;10)$ (в) під зенітним кутом, який визначається висотами $h=\pm 10,4$; $h=\pm 5$ та $h=\pm 1$ відповідно, для еліпсоїдального рефлектора з фокальним параметром 11 мм та ексцентриситетом 0,65 (суцільна лінія – для додатного значення висот h ; перервна лінія – для від’ємного)

Як видно з рис.2.16 пляма розсіювання утворює двох-порожнисту замкнуту петлю, розмір і конфігурація частин якої залежить від положення предметної точки і параметрів еліпсоїда обертання. Петля малого радіусу формується частиною еліпсоїда, яка знаходиться за площиною Ω (рис.2.15). Дана площину проходить перпендикулярно прямий, яка перетинає фокус еліпсоїда F_1 і точку A . У свою чергу,

за формування петлі великого радіусу відповідає частина еліпсоїда, що лежить по іншу сторону від зазначеної площини. Точки перетину еліпсоїда і площини належать обом частинам петлі. Якщо зенітний кут забезпечує потрапляння променів, що вийшли з предметної точки, на «екватор» бічної поверхні еліпсоїда (площина, що проходить через початок координат перпендикулярно Oz), то форма і розміри обох петель співпадають, а пляма розсіювання буде колом з центром у другому фокусі і радіусом F_1A . У разі багатократного відбиття форма плями розсіювання зберігає обриси двох-порожнистої петлі тільки для частини променів, що зазнали одного відбиття. В іншому – форма володіє радіальною симетрією, але геометричної інтерпретації не має, а оцінка вкладу від конкретного порядку відбиття може бути здійснена аналітично.

При цьому слід розрізняти кілька основних видів траєкторій руху променю в ЕР, які можливі виходячи із законів геометричної оптики, і залежать не тільки від параметрів рефлектора, а й від положення точки запуску відносно великої осі еліпсоїда обертання.

Так як траєкторія руху більшою мірою визначається направляючим косинусом вздовж осі z (іншими словами – зенітним кутом з вершиною в предметній точці), то з урахуванням закономірності відліку азимутального кута (рис.2.15) в подальшому будемо розглядати проекцію променю на одну з площин xOz або yOz . За умови, що малі напів-осі еліпсоїдів обертання реальних фотометрів рівні [2-5,8-11,16-19], така двозначність рівноважна.

Після виходу променів (фотонів) з модельного випадково-неоднорідного середовища в результаті симуляції Монте-Карло, частина променів буде мати напрямок, який дозволить їм перетнути другу фокальну площину ЕР без взаємодії з поверхнею еліпсоїда (рис.2.17.а). Слід зазначити, що при розгляді системи «БС + ЕР» біологічне середовище має плоскі границі, а площини виходу світла з середовища збігаються з фокальними площинами еліпсоїдальних рефлекторів [17]. З урахуванням показників ефективності використання ЕР з певними параметрами в застосуванні до конкретного середовища, всі інші промені, що вийшли з БС уловлюватимуться

апертурою першої фокальної площини й обов'язково повинні відбитися від бічної частини еліпсоїда. При цьому найбільш ймовірним випадком трасування променю є траєкторія взаємодії з середньою частиною рефлектора (рис.2.17.б) і однократне відбиття. Петлі великого і малого радіусів будуть описувати фігури типу двох-порожнистих петель, показаних на рис.2.16. Форма петель, показаних на рис.2.16 суцільною лінією, характерна для середньої частини рефлектора, що лежить вище площини «екватора» еліпсоїда, а форма петель, зображених на рис.2.16 перервною лінією – лежить нижче нього.

При взаємодії з нижньою або верхньою частиною рефлектора, в залежності від координат предметної точки, а також значення азимутального кута можливі траєкторії руху, зображені на рис. 2.17.в та 2.17.г. При цьому спостерігаються як однократні відбиття від стінок рефлектора, так і багатократні. Кількість актів відбиття, окрім іншого, визначається величиною зенітного кута кожного наступного відбиття від стінок еліпсоїда, а також кінцевою точністю представлення чисел. Програмна реалізація алгоритму [17] передбачає кінцеву точність представлення чисел до шостого знаку після коми, чого цілком достатньо для визначення направляючого косинуса зенітного кута, а також кількості актів відбиття аж до п'ятого з похибкою не більше 0,001%. Слід зазначити, що розробка математичного апарату пошуку критичних значень зенітного і азимутального кутів, що залежать від координат предметної точки і параметрів еліпсоїда, і визначають перехід від одного виду траєкторії до іншого, в рамках даного дисертаційного дослідження не здійснювалась.

Виходячи з математичного апарату [17, 19] для пошуку точки перетину променю з поверхнею рефлектора необхідно вирішити систему рівнянь, яка включає рівняння прямої в просторі та еліпсоїда обертання з однаковими малими напів-осями. За винятком двократного відбиття (рис.2.17.в) траєкторія руху променю при багатократному відбитті (рис.2.17.г) обумовлена прямуюванням зенітного кута до 90^0 і, відповідно, його косинуса до нуля на кожній наступній ітерації. При нульовому значенні косинуса зенітного кута виникає математична невизначеність. Геометрично

це означає, що координати променя вздовж осі z практично не змінюються і траєкторія руху променя при подальших актах відбиття буде паралельна площині xOy , тобто фокальній площині еліпсоїда обертання. Фізично цей процес буде тривати до тих пір, поки, внаслідок багатократності відбиття від дзеркальної стінки еліпсоїда, енергія променя (вага фотона) не зменшиться до нуля.

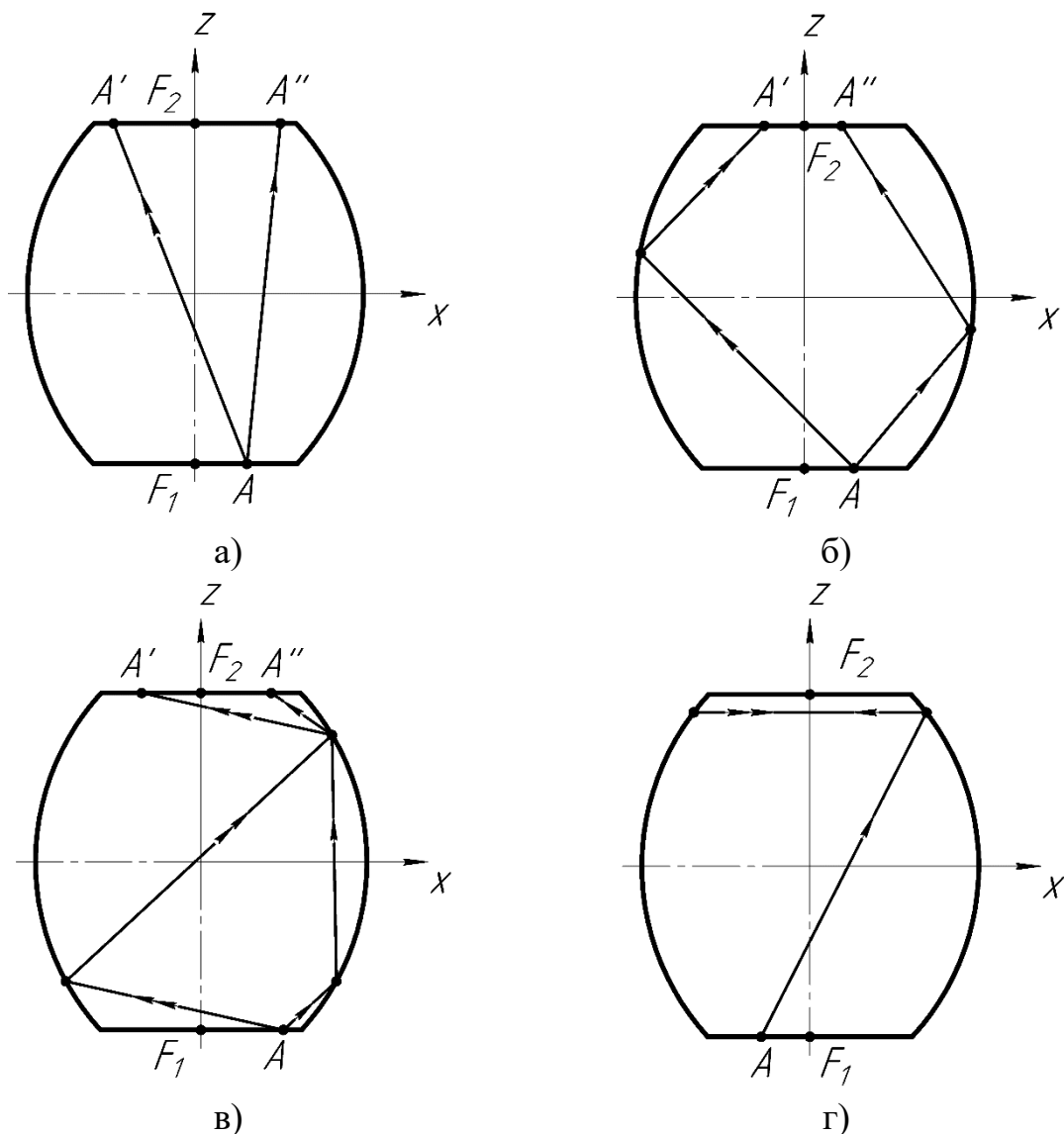


Рисунок 2.17 Види взаємодії променів з ЕР: без взаємодії (а); при взаємодії з центральною частиною рефлектора (б); двократне (в) та багатократне (г) відбиття

З позицій абераційного аналізу і з огляду на відносну малість кількості актів багатократного відбиття, обмежимося розглядом процесу трасування променів в ЕР

п'ятим відбиттям, при цьому відбиття вищих порядків будуть позначені як «інші» («edge»).

2.6 Абераційний аналіз еліпсоїдального рефлектора з внутрішньою відбиваючою поверхнею

Здійснимо оцінку впливу координат предметної точки на кількість відбиттів стінками еліпсоїда при рівномірному радіальному розбитті координатної сітки першої фокальної площини (рис.2.18). Як видно з рисунка 2.18 існує стійка залежність кількості відбиттів від координат точки запуску і точки перетину променю з поверхнею рефлектора. При цьому присутнє геометричне місце точок перетину променів з поверхнею еліпсоїда обертання (рис.2.18.а-рис.2.18.б), відповідне крайній його зоні поблизу другої фокальної площини, коли на перше відбиття припадає приблизно половина, а на друге – трохи більше третини, всіх взаємодій незалежно від координат точки запуску. З іншого боку, чим ближче координати точки запуску до осі z , тим менше других і наступних відбиттів від нижньої частини еліпсоїда. Слід зазначити, що взаємодія з нижньою частиною еліпсоїда обертання при прямованні точки запуску до краю першої фокальній площини еліпсоїдального рефлектора містить велику частину дворазових відбиттів. На триразове і чотириразове відбиття припадає значна частина взаємодій променів з внутрішньою відбиваючою поверхнею еліпсоїда обертання, характерний розподіл кількості яких показано на рис.2.18.в-рис.2.18.г. При цьому практично рівномірно задіяна як нижня, так і верхня частина еліпсоїда. П'ятикратні відбиття і відбиття інших порядків не перевищують 5-6% кожне і найбільш характерні для віддалених від осі z точок запуску при роботі з нижньою частиною ЕР. Рис.2.18 ілюструє повну відсутність багаторазових відбиттів при попаданні променів в центральну (екваторіальну) частину рефлектора. При цьому чим ближче точка запуску до осі z , тим більше зазначена область.

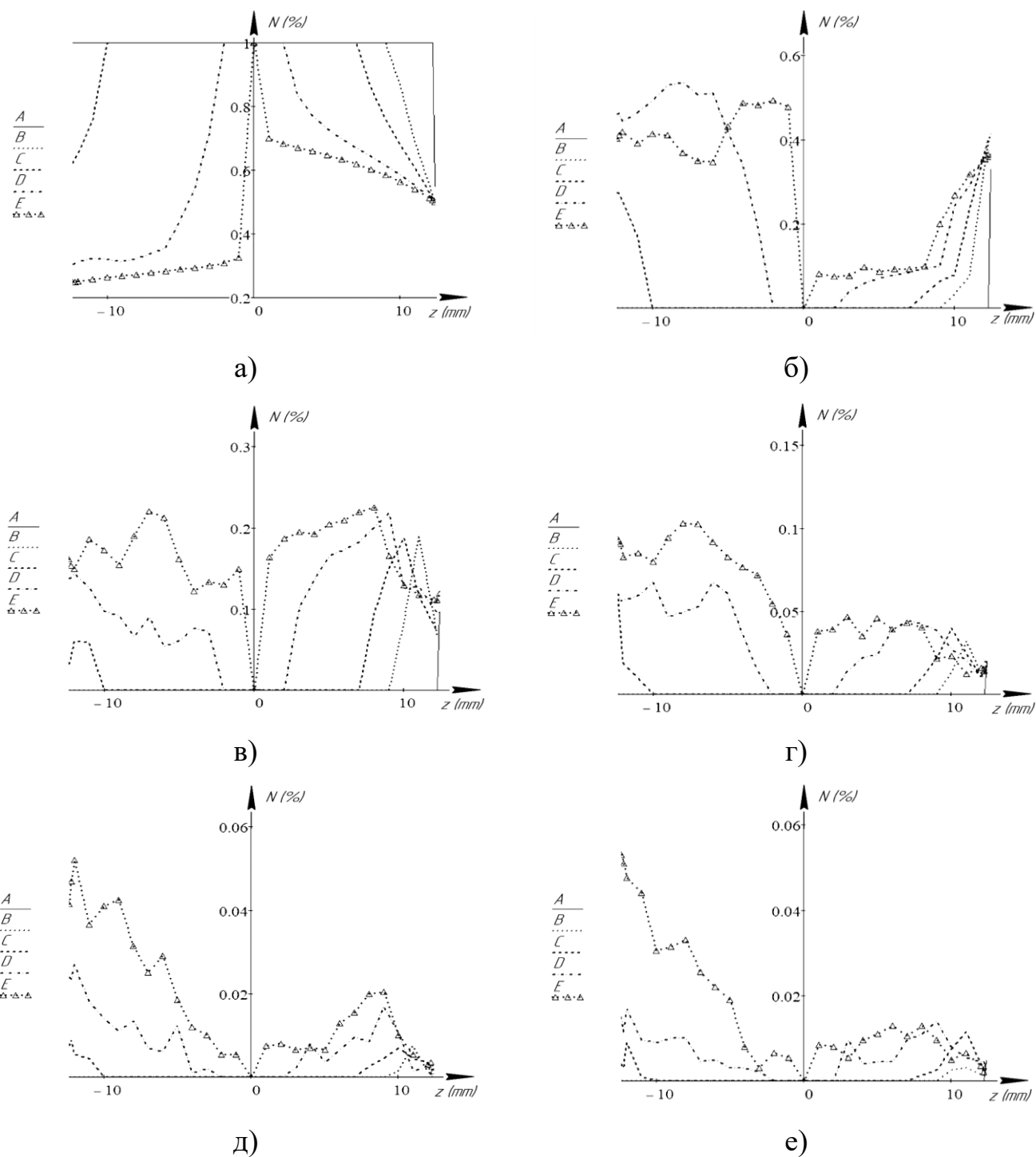


Рисунок 2.18 Залежність кількості відбиттів від виду взаємодії променів з ЕР з фокальним параметром 11 мм та ексцентриситетом 0,65: для першого (а); другого (б); третього (в); четвертого (г); п'ятого (д) і інших (е) відбиттів для точок запуску променю з координатами $A(0; 0.1)$, $B(0; 3)$, $C(0; 5)$, $D(0; 9)$, $E(0; 10.9)$

Таким чином, визначаючи ефективність задіяння окремої частини еліпсоїда обертання на кількість і характер відбиттів, необхідно спів-ставити граничні значення направляючих косинусів (переважно вздовж осі z) променів, які вийшли з біологічного середовища в результаті симуляції Монте-Карло [22, 23] поширення світла в БС.

Розглянемо вплив ексцентриситету еліпсоїда обертання на положення рівноважених *Centroid* (рис.2.19) та квадратичних *RMS* (рис.2.20) відхилень координат у другій фокальній площині при фіксації точки запуску в першій фокальній площині ЕР. На практиці [16, 24 - 26] виготовлення дзеркального еліпсоїда обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею та контроль його форми має ряд обмежень. У першу чергу це пов'язано з формою самого еліпсоїда, вісь обертання якого вертикальна і збігається з великою піввіссю. Нижня межа еліптичності при виготовленні еліпсоїда розглянутими методами складає близько 0,35. Верхню межу еліптичності визначимо на рівні п'ятивідсоткового відхилення форми еліпсоїда від сферичної.

Залежність *Centroid* для координати Y у другій фокальній площині ЕР має відхилення від нульової лінії в межах величин третього порядку малості для загального відбиття та нульове значення – для першого відбиття. Це цілком відповідає принципам рей-трейсингу в дзеркальному еліпсоїді обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею [17], а також законам геометричній оптики для точок запуску, що лежать на цій же осі. *Centroid* по координаті X і для загального, і для першого відбиття має ідентичне якісне та кількісне вираження, яке аж до значень ексцентриситету 0.8 може бути інтерпольоване прямою спадаючою лінією, кут нахилу якої зменшується по мірі зменшення величини фокального параметра. Далі графіки *Centroid* продовжують спад при практично однаковому куті нахилу до точки екстремуму ексцентриситету, положення якої визначається величиною фокального параметра – чим вона більша, тим значення екстремуму вище. Далі починається швидке зростання, яке може бути також інтерпольоване набором прямих. Місце

поблизу екстремуму може бути охарактеризоване рівновеликими, але протилежними за знаком, властивостями кривої другого порядку.

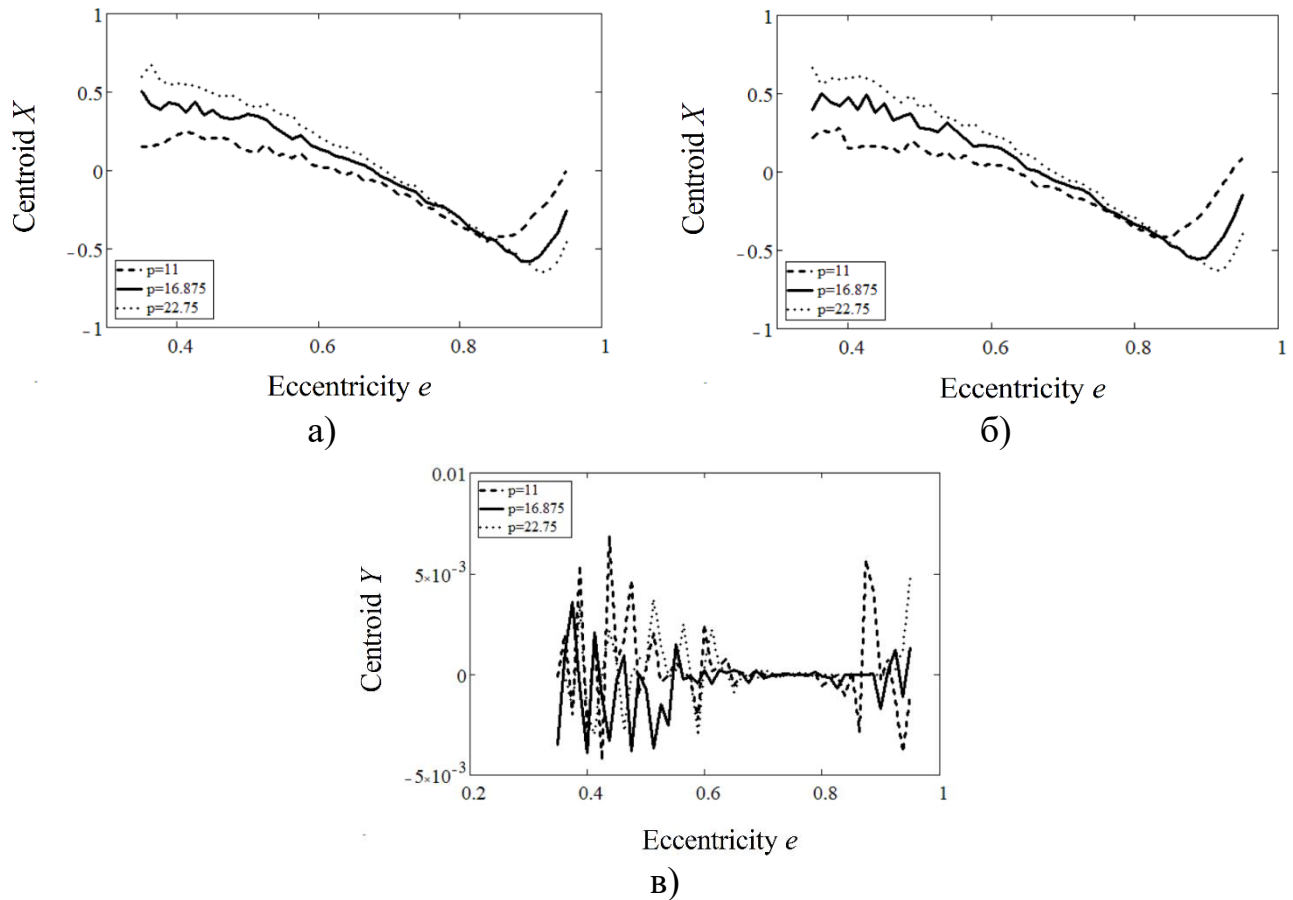


Рисунок 2.19 Залежність *Centroid* загального (а та в) та першого (б) відбиття від ексцентриситету еліпсоїдального рефлектора при фокальних параметрах 11 мм, 16,875 мм та 22,75 мм для точки запуску $A(0;2)$

Як видно з рисунка 2.20 на відміну від *Centroid* координати відхилення *RMS* мають більш істотне відхилення для загального і першого відбиття. При цьому внесок наступних відбиттів (другого і вище) в значення *RMS* загального відбиття зменшується практично лінійно для координати X в межах 30%, а для координати Y – близько 25%. Цей спад триває до досягнення екстремуму по *RMS*, що знаходиться в межах значень ексцентриситету 0,8 - 0,9 для обох координат, і відповідає мінімальному (не більше 2%) внеску відбиттів вище першого порядку. Значення ексцентриситету для точки екстремуму має зворотно-пропорційну залежність від величини фокального параметра еліпсоїдального рефлектора.

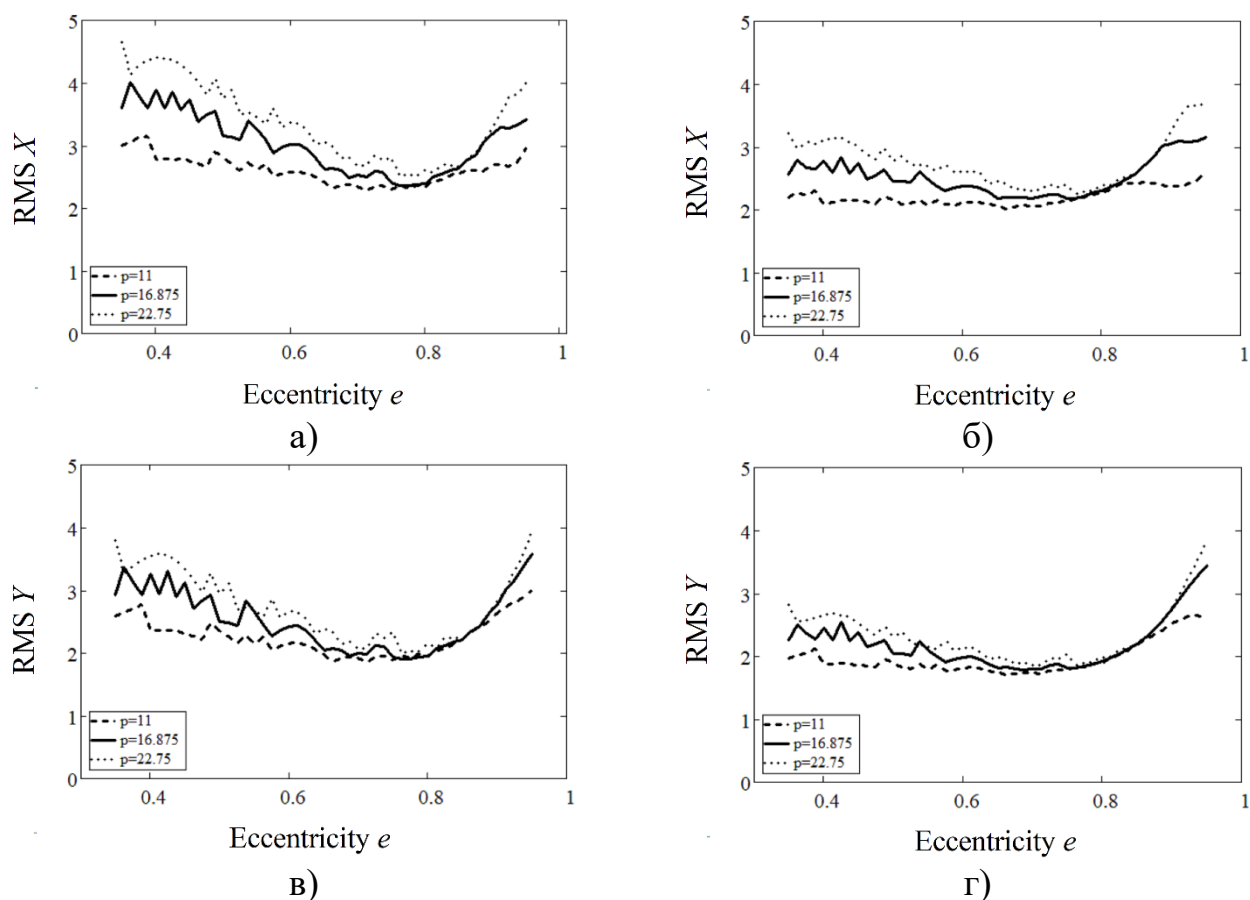


Рисунок 2.20 Залежність RMS загального (а та в) та першого (б та г) відбиття від ексцентриситету еліпсоїдального рефлектора при фокальних параметрах 11 мм, 16,875 мм та 22,75 мм для точки запуску $A(0;2)$

Необхідно також оцінити вплив координат точки запуску на значення $Centroid$ і RMS для осей X і Y . Для цього зафіксуємо еліпсоїд обертання з фокальним параметром 11 мм і розглянемо поведінку рівно-зважених і квадратичних відхилень координат X і Y при ексцентриситетах 0,5, 0,65 і 0,8.

На рис. 2.21 показана залежність величин $Centroid X$ і $Centroid Y$ для загального та першого відбиття від відносних координат точки запуску (по відношенню до фокального параметру) для еліпсоїдальних рефлекторів з різними ексцентриситетами.

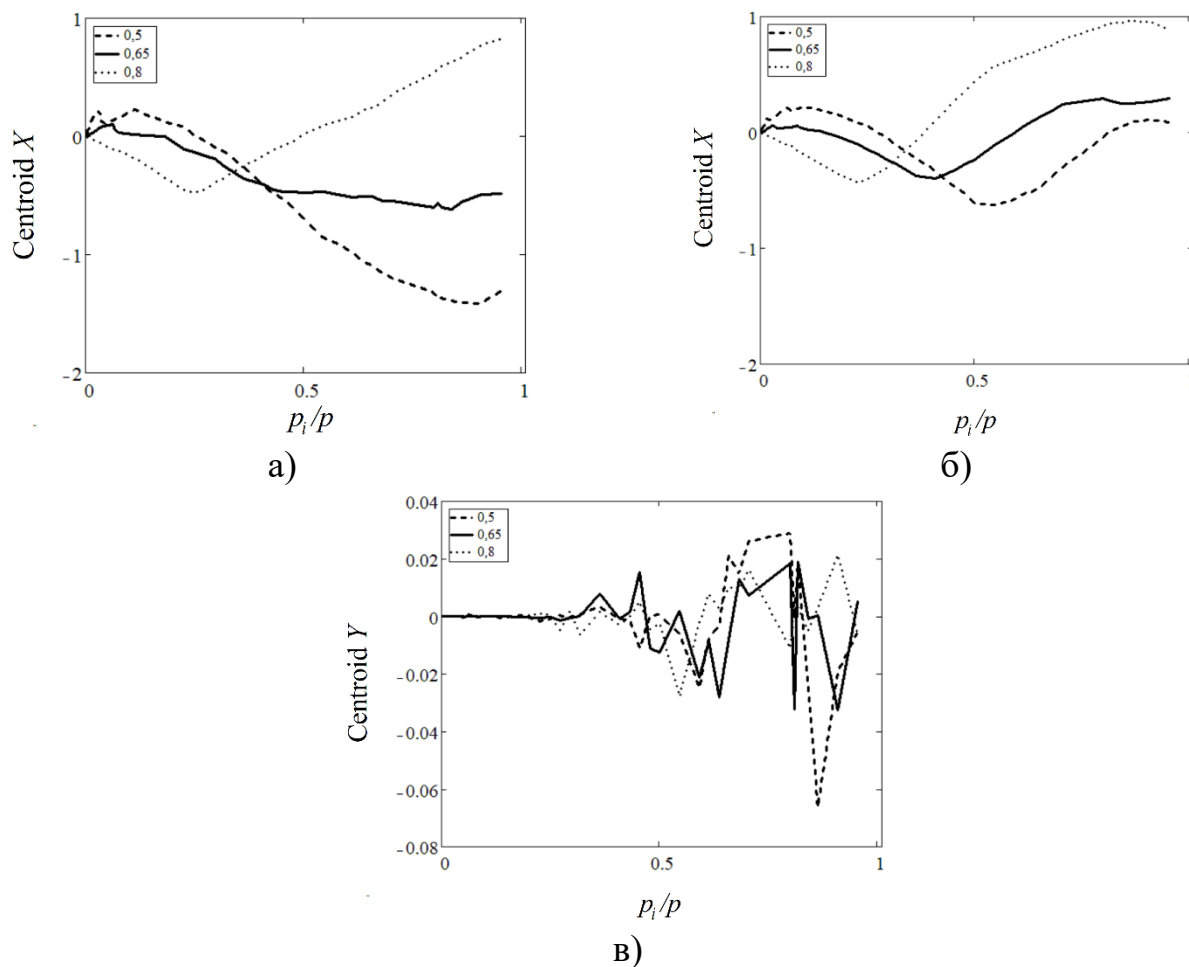


Рисунок 2.21 Залежність *Centroid* загального (а та в) та першого (б) відбиття від координат токи запуску при значеннях ексцентриситету 0,5, 0,65 та 0,8

Вплив координат точки запуску на характер поведінки *Centroid X* при різних ексцентриситетах істотний як для загального так і для першого відбиття. При цьому для значень, що знаходиться поблизу $0.33(p_i/p)$, розбіжність *Centroid* з різними ексцентриситетами мінімальна. При прямуванні точки запуску від центру аж до значення $0.33(p_i/p)$ вплив першого відбиття є переважним для опису характеру поведінки рівно-зважених відхилень по координаті X . Аналіз ділянок графіків, показаних на рис. 2.21.а і 2.21.б. зі значенням координат точки запуску, які перевищують $0.33(p_i/p)$, дозволяє стверджувати, що вплив другого і наступних відбиттів робить більший внесок у зміну кривої *Centroid X*. При цьому чим менше ексцентриситет еліпсоїдального рефлектора, тим такий вплив більш відчутний. Поведінка *Centroid Y* в залежності від координат точки запуску хоч і має менший

порядок малості в порівнянні з залежністю *Centroid Y* від ексцентриситету, але схожа за своїм флуктуаційним характером. При координатах точки запуску до значень $0.33(p_i/p)$ відхилення нульове, а далі нерівномірно збільшується до координат, що досягають значення фокального параметру p .

Рис. 2.22 ілюструє залежність *RMS* загального та першого відбиття від координат точки запуску променів з першої фокальної площини еліпсоїдального рефлектора.

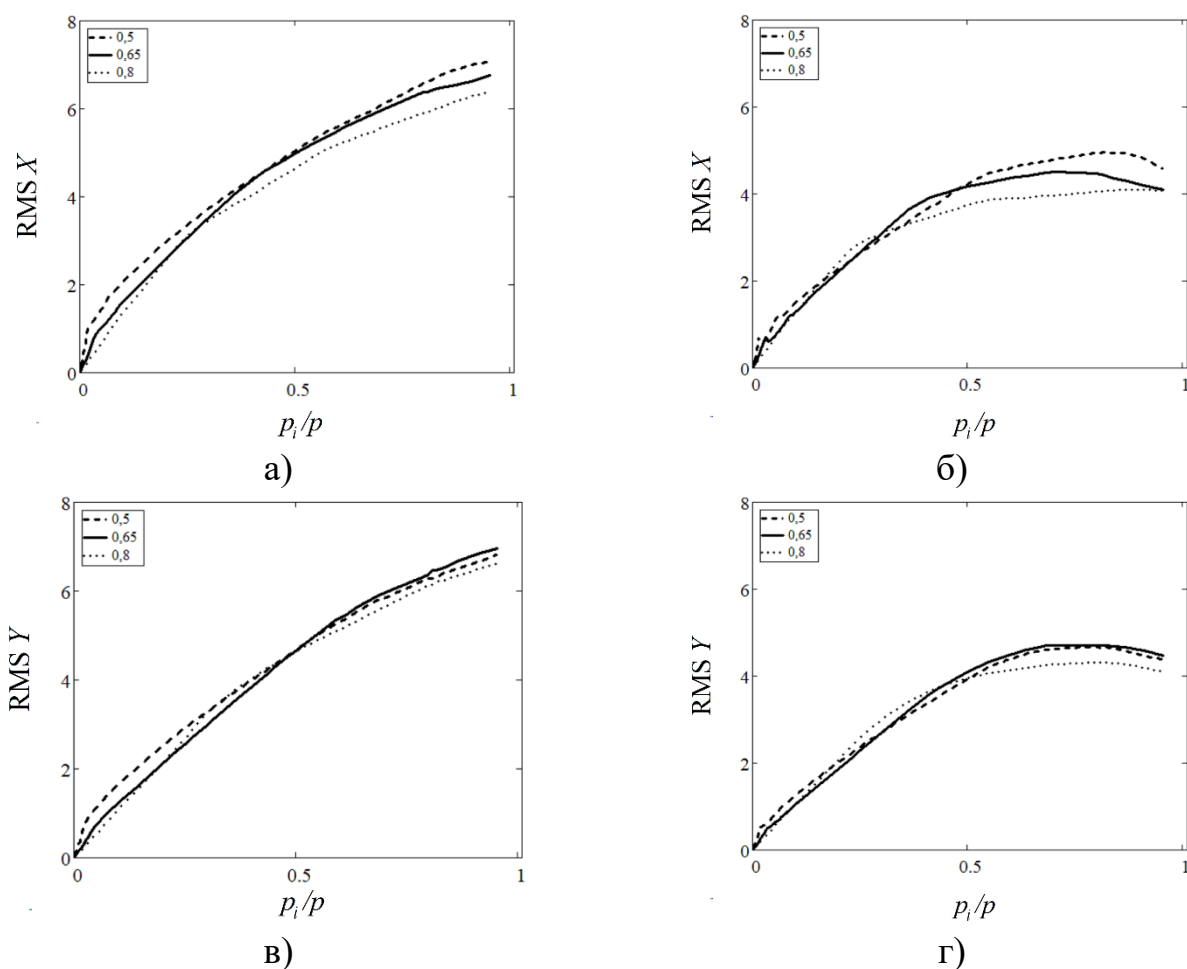


Рисунок 2.22 Залежність *RMS* загального (а та в) та першого (б та г) відбиття від координат точки запуску при значеннях ексцентриситету 0,5, 0,65 та 0,8

Як видно, крива квадратичних відхилень для обох координат в залежності від точки запуску підпорядковується параболічному закону і мало залежить від ексцентриситету рефлектора. При цьому для значень поблизу $0.33(p_i/p)$ характер *RMS* визначається в основному першими відбиттями. А далі, істотним є внесок других і

наступних відбиттів, що призводить до деякого спадання кривої після досягнення екстремуму. Поведінка RMS загального відбиття, показаного на рис. 2.22, вдало корелює з дисперсією значень плями розсіювання, показаного на рис.2.16. При цьому підвищується ймовірність траєкторій руху променів в еліпсоїдальному рефлекторі, показаних на рис. 2.17.в та рис.2.17.г.

Графіки, показані на рис. 2.19-2.22, наведені без можливої інтерполяції, а їх нерівномірний характер визначається в більшій мірі застосуванням радіальної сітки розбиття фокальної площини еліпсоїдального рефлектора.

2.7 Висновки до розділу 2

1. На підставі аналізу конструктивних та функціональних можливостей існуючих систем з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження світлорозсіювальних середовищ розроблено та вдосконалено структурні схеми вимірювальних засобів, що дозволили створити типологію пристроїв для оптичної фотометрії середовищ еліпсоїдальними рефлекторами.

2. Обґрунтовані вихідні положення для трасування променів в дзеркальному еліпсоїді обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею, що усічений по фокальним площинам ортогонально його великій пів-осі.

3. Розроблений математичний апарат рей-трейсингу в еліпсоїдальному рефлекторі, що на підставі визначення точки взаємодії променя з поверхнею рефлектора, розрахунку напрямку променя після взаємодії з його стінками, дозволяє визначати координати точки перетину відбитого променя з другою фокальною площиною еліпсоїда.

4. На підставі розробленого алгоритму трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі розроблене програмне забезпечення, що дозволяє оцінювати передавальні властивості еліпсоїда з внутрішньою відбиваючою поверхнею в залежності від координат предметної точки та направляючих косинусів променів, що виходять з його першої фокальної площини.

5. Проаналізовані види траєкторій руху променів в еліпсоїдальному рефлекторі, які визначаються їх векторними властивостями, а також характерний вигляд плям розсіювання в другій фокальній площині, що дозволило оцінити кількість актів відбиття в залежності від координат предметної точки.

6. Здійснено абераційний аналіз еліпсоїдального рефлектора з внутрішньою відбиваючою поверхнею, який дозволив виявити закономірності у залежності величин *Centroid* та *RMS* координат X та Y від ексцентриситету еліпсоїда обертання, а також відношення координат предметної точки до його фокального параметру.

Список використаних джерел до розділу 2

1. Топорец А. С. Приспособление к спектрофотометрам СФ-4 и СФ-2 для измерения коэффициента диффузного отражения. *Оптико-мех. пром-сть*. 1958. № 2. С. 20—23.
2. Дозиметр оптичного випромінювання : пат. 61635 Україна : МПК 51 G01N21/47, G01N21/55. №u2003032423 ; заявл. 20.03.2003 ; опубл. 17.11.2003, Бюл. №11.
3. Bezuglyi M.A., Perehodko P.S. System for optical diagnostics rough surface, Physical processes and fields of technical and biological objects : Proc. of KNUMO: Kremenchuk, 2012.
4. Пристрій для визначення оптичних властивостей об'єктів : пат. 45893 Україна, МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u200907371; заявл. 13.07.2009. публ. 25.11.2009. Бюл. №22
5. Дозиметр оптичного випромінювання : пат. 45894 Україна, МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u200907372; заявл. 13.07.2009. опубл. 25.11.2009. Бюл. №22
6. Устройство для определения шероховатости поверхности : пат. 2180429 РФ : МПК G 01 B 11/30. №96113856/28; заявл., 09.07.1996 ; опубл. 10.03.2002, Бюл.№23.
7. Devices for measurement the optical scattering : pat. 4360275 US : G01N 2147; G02B 510;№6/176,880 fill. 11.08.1980; pub. 23.11.1982.
8. Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів : пат. 98811 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u201412044; заявл. 01.11.2014; опубл. 12.05.2015. Бюл.№9.
9. Пристрій для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ : пат. 109237 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u201505982; заявл. 17.06.2015; опубл. 25.08.2016. Бюл.№16.

10. Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів : пат. 110073 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № а201406606; заявл. 12.06.2014; опубл. 10.11.2015. Бюл.№21.
11. Пристрій для визначення оптичних властивостей : пат.121690 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u201707031; заявл. 04.07.2017; опубл. 25.01.2018. Бюл.№2.
12. Корн Г.А., Корн Т.М. Справочник по математике. Москва: Наука, 1978. 832 с.
13. Nikodym T. Ray Tracing Algorithm For Interactive Applications : Ph. D. / Czech Technical University, FEE. 2010.
14. Newell M. E., Newell R.G., Sancha T.L. A New Approach to the Shaded Picture Problem. *Proc of ACM National Conf.*, 1972. P.443 – 450.
15. Crow F.C. Shadow algorithms for computer graphics. *Computer Graphics in proc. of SIGGRAPH*, 1977. P.242–248.
16. Іванов Ю.С., Монсар О.О., Синявський І.І. Виготовлення глибокої асферики траєкторним копіюванням та її застосування. *Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування*. 2004. Вип.28. С.24 – 28.
17. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. *Appl Opt.* 2017. №56 (30). Pp. 8520–8526.
18. Bezuglyi M.A., Yarych A.V., Botvinovskii D.V. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*.2012. №113. Pp.101–107.
19. Безуглий М.О., Ботвиновський Д.В., Зубарєв В.В., Коцур Я.О. Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні. *Методи та прилади контролю якості*. 2011, вип. №27, с.77-83.
20. М.О. Безуглий, Р.О. Молодіко, "Комп'ютерна програма «Трасування променів в еліпсоїдальному рефлексорі»" (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) ("RTER"), *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 67015*, 04.08.2016.

21. Prahl S. A., Keijzer M., Jacques S. L., Welch A. J. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue. *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*: in proc. SPIE IS 5, 1989. P.102–111.
22. Безуглый М.А., Безуглая Н.В., А.Б. Самиляк Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии. *Приборы и методы измерений*. 2016. Т. 7, №1. С. 67–76.
23. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Kostuk S. Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors, *Devices and Methods of Measurements*. 2018. №9(1). Pp. 56-65.
24. Безуглий М.О., Синявський І.І., Безугла Н.В., Козловський А.Г. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*. 2016. №2 (52). С.76-81.
25. Безуглий М.О. Лінючева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А. Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів. *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*. 2017. №1 (53). С.62-69.
26. М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, "Дослідження еліпсоїдального дзеркала фотометричної установки", на XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос», Дніпропетровськ, 2009, с. 273.

РОЗДІЛ 3

МОНТЕ-КАРЛО СИМУЛЯЦІЯ ПОШИРЕННЯ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В СИСТЕМІ «ДЖЕРЕЛО ВИПРОМІНЮВАННЯ + БІОЛОГІЧНЕ СЕРЕДОВИЩЕ + ВИМІРЮВАЛЬНИЙ ЗАСІБ»

Даний розділ присвячений розробці механізмів Монте-Карло моделювання поширення світла в інформаційно-вимірjuвальній системі біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами. Обґрунтовано особливості формування вхідних даних та базового алгоритму симуляції, а також визначено граничні умови моделювання. Представлено аналітичні особливості програмної адаптації параметрів джерела випромінювання, приймальної системи, а також границь розподілу та розсіювально-поглинальних властивостей біологічного середовища, що покладені в основу симуляції. Наведені принципи визначення оптичних коефіцієнтів, алгоритм і засади програмної реалізації симуляції Монте-Карло в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірjuвальний засіб».

3.1 Формування вхідних даних та базового алгоритму симуляції

З урахуванням специфічності об'єктів дослідження, для яких використовуються фотометри з еліпсоїдальними рефлекторами [1], передавальні властивості асферичного дзеркала з внутрішньою відбиваючою поверхнею можна описати за допомогою теорії переносу випромінювання (ТПВ) [2]. При цьому масивом вхідних даних будуть характеристики світлового поля, що вийшло за межі середовища, після взаємодії з ним, в прямому або зворотному напрямку або апріорі відомі оптичні властивості. Серед числових методів, що вирішують основне рівняння ТПВ для мутного біологічного середовища, найбільш придатними для поставлених цілей вважаємо методи Монте-Карло (МК) [3], що дозволяють за траєкторіями блукання окремих фотонів визначити оптичні коефіцієнти (для прямого МК) або оптичні властивості середовища (для інверсного МК). При моделюванні прямим МК додатково можна отримати набір даних, що характеризують просторову орієнтацію

фотонів на виході з БС. Таким чином, розглядаючи систему «джерело випромінювання + біологічний об'єкт + вимірювальний засіб» («ДВ + БС + ВЗ»), навіть з урахуванням умов секторного аналізу [4], невідомим залишаються особливості поширення оптичного випромінювання в рефлекторі для променів з довільною просторовою орієнтацією, як це має місце при використанні результатів Монте-Карло моделювання трасування променів в БС. Це також впливає і на характеристичний розподіл, що може бути зареєстрований у чутливій площині ПЗЗ приймача. Для спрощення сприйняття змістовної конфігурації фрази «джерело випромінювання + біологічний об'єкт + вимірювальний засіб» далі в тексті може бути використаний тотожний з точки зору ідеології даної дисертації вираз «біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор»,

У загальному, алгоритм трасування променів [5] є механізмом побудови зображення шляхом відстеження ходу променів (фотонів) від предмету і моделювання взаємодії цих променів з об'єктом. Причому, завдяки можливості врахування таких оптичних ефектів, як заломлення й дзеркальне відбиття, а також суворе дотримання закону збереження енергії, алгоритм рей-трейсингу (п.2.3) у випадку фотометрії з ЕР є більш прийнятним за алгоритми Scanline [6] та Ray Casting [7], що доволі поширені при рендеринзі. Поряд зі значною обчислювальною потужністю, що супроводжуються М-К моделюванням поширення оптичного випромінювання в БС, часові втрати на трасування променів в ЕР вказують на головний недолік «БС+ЕР» рей-трейсингу. З іншого боку, належний підбір параметрів, що описують потужність та профіль падаючого пучка променів, а також чутливість та геометричні розміри матричного приймача випромінювання дозволяє суттєво оптимізувати час моделювання.

Як зазначалось в Розділі 1 базисом оптичної фотометрії середовищ є їхні оптичні властивості, що визначають характер та просторовий розподіл світла, яке може бути зареєстроване вимірювальною системою. До цих властивостей належать показник заломлення n , коефіцієнт поглинання μ_a (см⁻¹), коефіцієнт розсіяння μ_s (см⁻¹) та фактор анізотропії розсіяння g . При цьому використовується колімований потік

монохроматичного неполяризованого випромінювання, що нормально падає на досліджуване середовище. Просторовий розподіл цього випромінювання є наперед визначений. Біологічне середовище модельно може бути представлене у вигляді шаруватої структури з плоскими паралельними границями на нескінченним периметром (рис.3.1). Кожен з шарів біологічного середовища задається зазначеними вище оптичними властивостями та товщиною d (см). Оточуюче середовище (середовища), навіть у випадку повітря, задається окремим показником (показниками) заломлення.

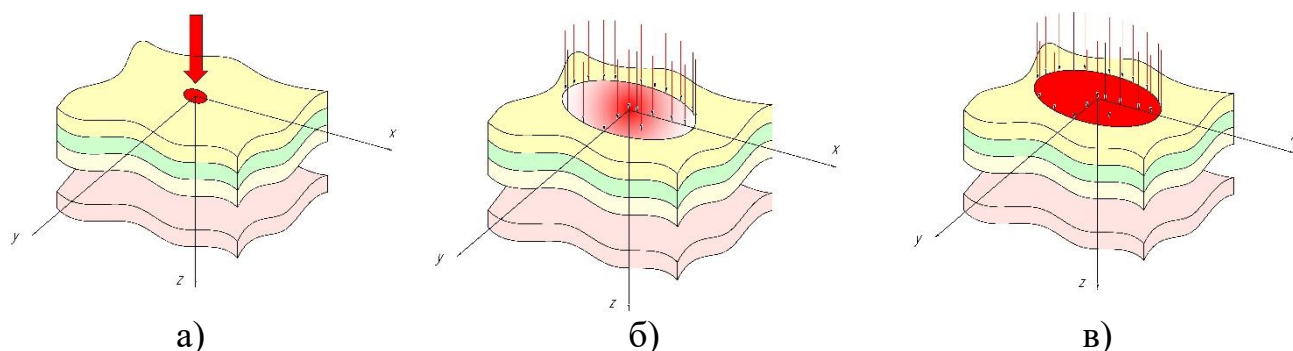


Рисунок 3.1 Запуск до багат шарового біологічного середовища фотонів у вигляді: нескінченно тонкого пучка (а); пучка гаусового (б) та рівномірного (в) поперечного перетину

Такий набір величин, що характеризують біологічне середовище та параметри випромінювача, а також властивості вимірювального засобу, яким є фотометр з еліпсоїдальними рефлекторами, є достатнім для ініціації процесу симуляції поширення світла.

Базовий алгоритм моделювання поширення оптичного випромінювання в багат шарових біологічних оптично мутних середовищах та еліпсоїдальній фотометричній системі з використанням методу Монте-Карло наведено на рис. 3.2. При цьому розглядаються траєкторії блукання N фотонів. Фотони запускаються до середовища пакетами з початковим значенням статистичної ваги (як правило, 1), що зменшується у ході поширення окремого фотону у результаті розсіювання або поглинання.

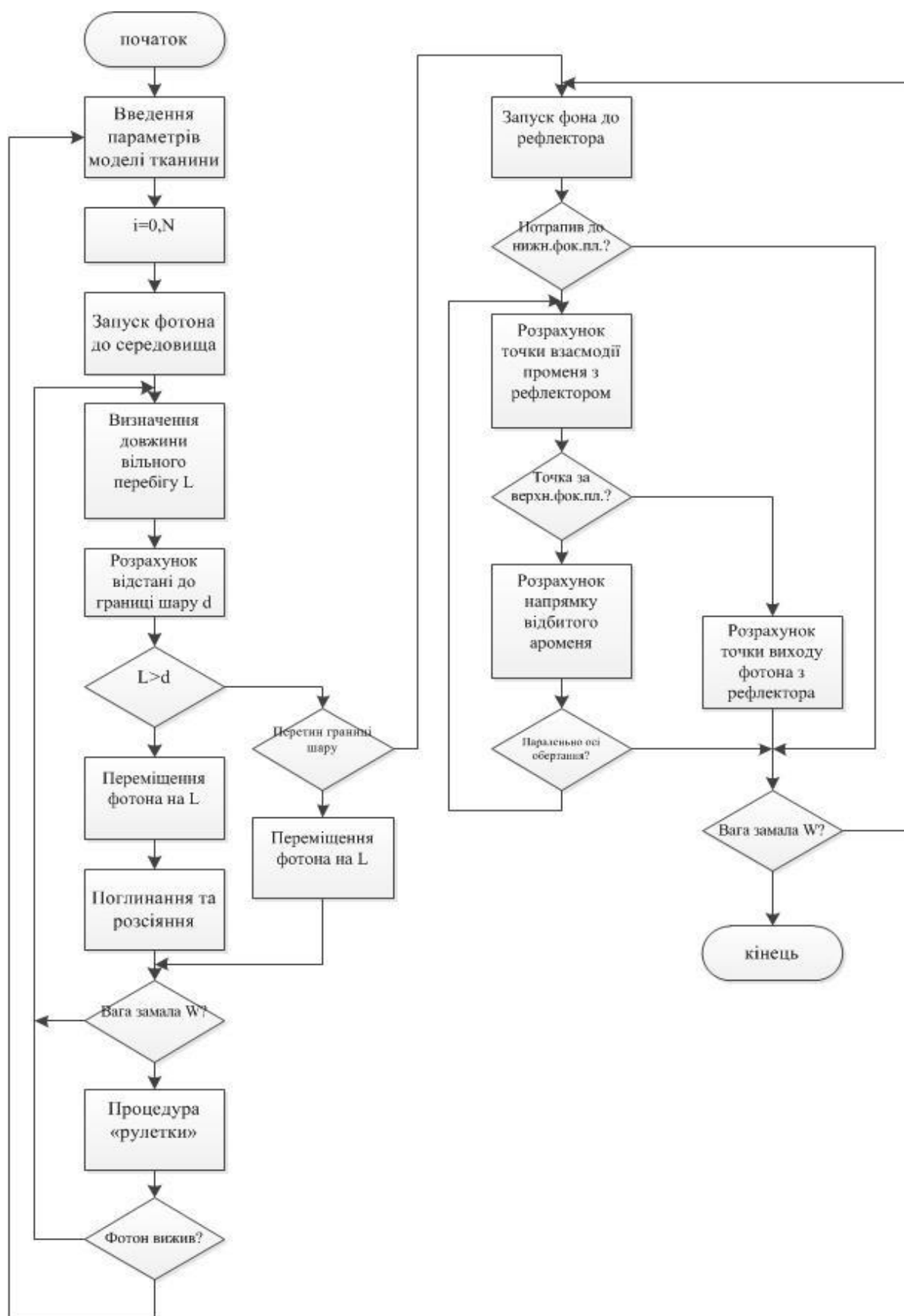


Рисунок 3.2 Алгоритм моделювання траєкторій блукання фотонів в системі «ДВ + БС + ВЗ» методом Монте-Карло

Далі визначається довжина вільного перебігу фотона l_{ph} , що порівнюється з відстанню l_{mb} до найближчої границі шару в напрямку поширення фотону. Якщо довжина вільного перебігу менше відстані до границі шару БС, то фотон переміщується на відстань l_{ph} і моделюється його поглинання та/або розсіяння, у результаті чого визначається новий напрямок та фіксується зміна статистичної ваги фотону. У іншому випадку моделюється зіткнення пакету фотонів з межею розподілу середовищ з різними оптичними властивостями. При цьому фотон також переміщується на відстань l_{ph} , але з урахуванням Френелівських втрат, пропускання та повного внутрішнього відбиття. Далі визначається нове значення довжини вільного перебігу і повторюється процедура моделювання поширення пакету фотонів оптично мутним середовищем доти, доки пакет фотонів не залишить середовище або не буде поглинений ним [8,9]. Фотони, що перейшли межу біологічного середовища взаємодіють з ЕР у відповідності з принципами та алгоритмом рей-трейсингу в еліпсоїдальних рефлекторах (рис.2.10-2.11) незалежно в прямому чи зворотному напрямку фотони залишили БС.

Перед розглядом особливостей застосування представленого алгоритму, визначимо граничні умови рейтрейсингу в системі «БС + ЕР».

3.2 Граничні умови моделювання

Практично всі чисельні методи вирішення як основного рівняння теорії переносу випромінювання, так і системи рівнянь Максвелла для задач оптичної біометрії середовищ, мають певні обмеження та граничні умови застосування. Розглянемо основні особливості та обмеження практичної реалізації симуляції Монте-Карло в системі «БС + ЕР»:

- 1) знехтувані хвильові властивості світла (інтерференція, дифракція та дисперсія);
- 2) розсіяння оптичного випромінювання вважається пружним (поглинуте біологічним середовищем світло не пере-випромінюється і не змінює довжину хвилі);

- 3) випромінювання поширюється між розсіювальними центрами у відповідності до законів геометричної оптики;
- 4) при зіткненні з розсіювальним центром випромінювання (фотон) змінює напрям;
- 5) поширюючись між центрами розсіювання випромінювання втрачає інтенсивність пропорційно значенню альbedo даного середовища;
- 6) модельоване середовище знаходиться між однорідними оптично прозорими напівнескінченними середовищами з відомими показниками заломлення;
- 7) при перетині випромінюванням границі розподілу шарів модельованого середовища враховуються явища заломлення, Френелівського відбиття та повного внутрішнього відбиття;
- 8) розглядаються траєкторії блукання пакету фотонів з початковим значенням статистичної ваги, що зменшується по мірі поширення пакету фотонів у середовищі;
- 9) просторовий розподіл фотонів у пакеті формує параметри джерела та конфігурацію випромінювання;
- 10) падаюче випромінювання вісе-симетричне і його вісь співпадає з великою напів-віссю еліпсоїдів обертання;
- 11) еліпсоїди є тілами обертання, що усічені по фокальним площинам ортогонально великій напів-осі;
- 12) фокальні площини еліпсоїдальних рефлекторів є плоскими і співпадають з плоскими поверхнями БС;
- 13) поверхня БС ортогональна падаючому випромінюванню;
- 14) межі дотику (перетину) оптичних поверхонь та шарів біологічного середовища виражаються суто математично і одночасно належать поверхням дотику (перетину);

Коректне застосування наведених граничних умов залежить від правильності послідовного задіяння різних систем координат, що визначають окремі акти взаємодії

фотонів з системою «БС + ЕР». При розробленій симуляції використано чотири типи систем координат.

Декартова прямокутна система координат. Використання обумовлене необхідністю відстеження траєкторії руху фотонів. Її початком координат вважатимемо точку перетину падаючого променя (для нескінченно тонкого пучка) або його геометричного центру (для пучка кінцевого діаметру) з лінією границі розподілу біологічного та оточуючого середовищ (рис.3.1). Вісь z ортогональна границі розподілу і шарам БС і її додатна частина спрямована зверху вниз і співпадає з вектором швидкості падаючого випромінювання. При цьому площина xOy співпадає з зовнішньою поверхнею досліджуваного БС.

Циліндрична система координат. Використовується для запису статистичної ваги поглинутих БС фотонів. Вона зв'язана з параметрами поперечного перетину падаючого променя, який може бути представлений набором симетричних (телескопічних) рівно-широких циліндрів. Радіальна координата ρ визначає радіус таких циліндрів, а їх висота (глибина) задається через координату z . При цьому площини, що задаються радіальною ρ , а також кутовою φ координатою, при фіксованій висоті по координаті z , будуть паралельні площині xOy прямокутної системи координат. Координати z циліндричної та прямокутної систем координат співпадають. Необхідно зазначити, що кутова координата циліндричної системи координат безпосередньо не використовується, оскільки розподіл ваги поглинутого випромінювання має центральну симетрію.

Полярна система координат. Її використання обумовлене необхідністю реєстрації пропущених та відбитих фотонів на границі/-ях розподілу БС та оточуючого середовищ. Для шарів БС, товщина яких задається вздовж осі z і в граничних значеннях знаходиться в діапазоні $z \in (0; d)$, їх границі розподілу співпадають з окремими площинами циліндричної системи координат, що задаються координатами ρ та φ .

Сферична система координат. Є єдиною використовуваною динамічною системою координат, що застосовується при моделюванні траєкторії руху фотону в

біологічному середовищі та еліпсоїдальному рефлекторі. Вісь z сферичної системи координат щоразу після взаємодії фотону з границею розподілу, розсіювальним (поглинальним) центром або ж стінкою рефлектора повертається таким чином, аби співпасти з напрямком переміщення фотону. При визначенні нового напрямку руху фотону передусім розраховуються нові значення зенітного θ та азимутального ψ кутів. Далі на підставі цих значень розраховуються направляючі косинусу фотону (променю) в прямокутній системі координат. Відстань від центра координат визначається як довжина переміщення фотона.

3.3 Симуляція поширення оптичного випромінювання

Алгоритм моделювання траєкторій блукання фотонів в системі «біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор» методом Монте-Карло (рис.3.2) пояснює структуру здійснення відповідних ініціалізацій та розрахунків проте не розкриває їх особливостей. Ядро зазначеного алгоритму, що включає симуляцію поширення оптичного випромінювання в БС аналогічне [3,8,9], тому зосередимось на специфіці Монте-Карло моделювання для системи «БС + ЕР».

Моделювання поширення колімованого оптичного випромінювання для зазначеної системи є процесом розрахунку траєкторій блукання окремих фотонів (пакету фотонів) з властивостями реального джерела випромінювання і вираховування зміни їх поточного енергетичного стану. Алгоритм симуляції починається з запуску фотону до системи, що включає еліпсоїдальний рефлектор, біологічне середовище та допоміжні оптичні елементи (за фактичної наявності), що виконують функцію фіксації БС у вимірювальному ядрі. При цьому до БС окремі фотони можуть потрапити попередньо змінивши свій напрямок в залежності від наявності допоміжних оптичних елементів та їх властивостей, а також просторової конфігурації джерела випромінювання, що задається координатами та енергетичним станом (статистичною вагою) фотону. Закінчення симуляції характеризує два випадки. Перший – коли вага фотона замала, а процедура «рулетки» не збільшила цієї

ваги, і тому він не може продовжувати свій рух. У другому випадку фотон перетнув другу фокальну площину одного з еліпсоїдів в прямому або зворотному напрямку і взяв участь у формуванні фотометричного зображення. І у цих випадках, і на проміжних стадіях, коли фотон виходить з біологічного середовища у відбитому або пропущеному світлі, вага фотону накопичується у відповідному масиві. В інших випадках блукання фотону продовжується в циклі, де розраховується відстань вільного перебігу та напрямок при зустрічі з розсіювальним центром, а також окремо при взаємодії з границями розподілу шарів досліджуваного БС.

Слід зазначити, що при симуляції Монте-Карло в системі «БС + ЕР» неодноразово реалізовано ймовірнісний статистичний механізм за рівномірним законом розподілу випадкових чисел [11]. При прогнаній реалізації були використані теоретичні та прикладні напрацювання, а також елементи вбудованого програмного коду генератора випадкових чисел [12]. Процедура «рулетки» була застосована при: розрахунку довжини вільного перебігу фотону в біологічному середовищі після взаємодії з розсіювальними центрами (РЦ); при визначенні траєкторії руху фотону в БС після взаємодії з РЦ; при визначенні ймовірності фотоном збільшити свою статистичну вагу (наслідок фізичного процесу поглинання накопиченої в БС енергії) у випадку її малості та продовжити рух у БС; при перетині фотоном границі розподілу шарів оскільки існує певна ймовірність повного внутрішнього відбиття в середину цього ж шару або переходу в інший з врахуванням законів геометричної оптики; при моделюванні випромінювання кінцевого радіусу з заданим законом розподілу.

Процедура симуляції Монте-Карло відбувається з суворим дотриманням закону збереження енергії, що полягає у нехтуванні розмірами фотону та його енергії при збереженні відносної сумарної статистичної ваги фотонів, що об'єднані єдиним фізичним процесом (поглинанням, дифузним відбиттям, дзеркальним відбиттям, повним пропусканням, а також дифузним відбиттям та повним пропусканням при взаємодії з відповідним еліпсоїдальним рефлектором).

Далі розглянемо фізичні та інструментальні особливості побудови інформаційно-вимірювальної системи біомедичного фотометру з ЕР, що були

враховані при програмній реалізації М-К симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «БС + ЕР».

3.3.1 Програмно-апаратна адаптація розміщення зразків біологічного середовища в біомедичному фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами

Специфіка проведення досліджень передбачає використання біомедичного фотометру з ЕР для *in vivo* або *in vitro* діагностики. При цьому для підвищення достовірності застосування прямого та інверсного методів Монте-Карло при визначення оптичних коефіцієнтів або оптичних властивостей досліджуваного БС важливо в модельному експерименті, на підставі якого вони і обчислюються, коректно врахувати цілу низку інструментальних особливостей як вимірювального засобу та умов проведення експерименту, так і способу «отримання» зразків для дослідження.

Умови проведення експерименту *in vivo* передбачають застосування фотометру з одним ЕР і роботу у відбитому світлі. У цьому випадку специфічної підготовки вимагає об'єкт дослідження – біологічне середовище – яке, як правило, повинно мати рівномірну поверхню, якій можна при конкретних умовах надати властивості площини для контакту з першою фокальною площиною еліпсоїдального рефлектора (рис. 3.3.а). Також можлива ситуація, коли створення плоскої границі у робочому вікні рефлектора неможливе внаслідок анатомічних особливостей досліджуваної тканини. У такому випадку використання прозорого предметного скла визначеної товщини, верхня межа якого розміщена у першій фокальній площині ЕР (рис.3.3.б), є доцільним. При цьому контакт з невеликим натиском біологічного середовища с плоскою межею дозволить максимально наблизити досліджувану поверхню БС до плоскої.

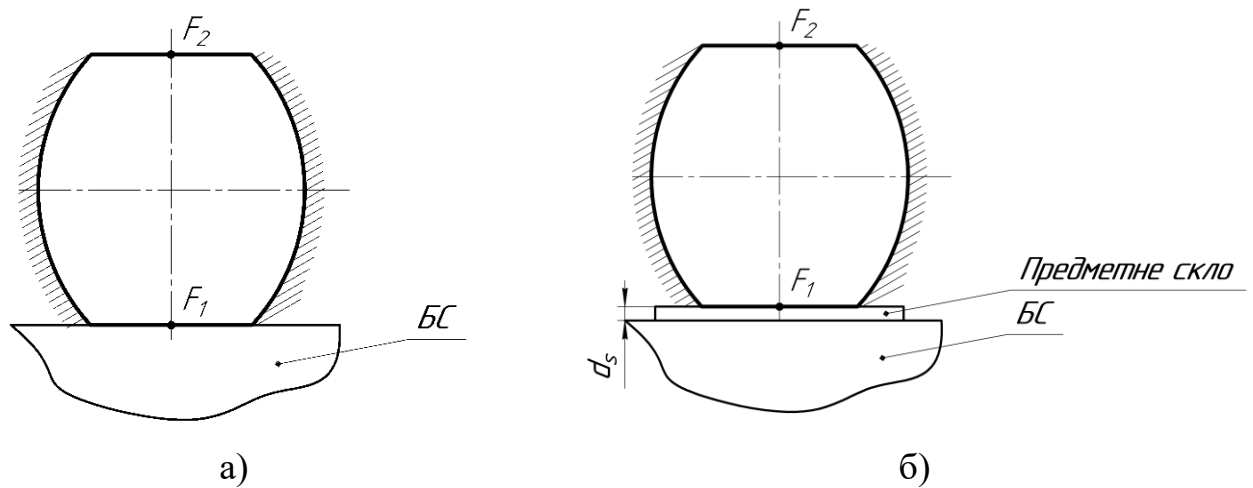


Рисунок 3.3 Способи розміщення біологічного середовища при проведенні експерименту в умовах *in vivo*: без використання предметного скла (а) та з використанням (б)

При симуляції Монте-Карло у першому випадку необхідно врахувати умову напів-нескінченності досліджуваного середовища. При моделюванні це задається значенням товщини останнього шару БС, при якому коефіцієнт пропускання $T \rightarrow 0$. Другий випадок потребує введення додаткових значень товщини та показника заломлення предметного скла. У програмній реалізації у цьому випадку розраховуються втрати Френеля на межах «повітря – предметне скло», а також «предметне скло – біологічне середовище».

In vitro дослідження проводяться на біологічному матеріалі, що був виокремлений з живого біологічного об'єкту. Зазначило, що аналогічно відбуваються і *post mortal* експеримент. Способи відбору та закріплення БС у даному розділі не розглядаються, а будуть охарактеризовані при описі дослідження зразків конкретних біологічних тканин та біоптатів.

З точки зору апаратної реалізації та програмного врахування зазначених умов експерименту доцільно використовувати «сендвічну» структуру [10] закріплення зразка (рис. 3.4). Вона передбачає використання оптично прозорої пластинки 1, прокладки 2, оптично прозорої покривної пластинки 4 та закріплюючих елементів 5. Зразок біологічного середовища позначено позицією 3

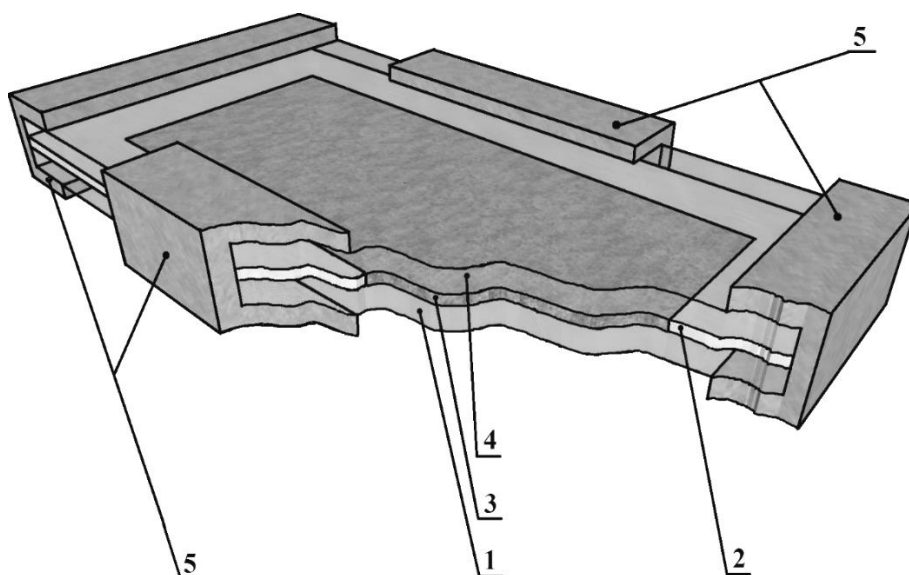


Рисунок 3.4 Розміщення біологічного середовища при проведенні експерименту в умовах *in vitro*

Зразок БС 3, отриманий за допомогою мікротомного обладнання з або без заморожування, переноситься на оптично прозору пластинку 1. Матеріал, відібраний при біопсії, рівномірно наноситься на пластинку 1. Обов'язково здійснюється контроль його форми та геометричних розмірів для забезпечення відповідності параметрам використовуваного ЕР. Прокладку 2, товщина якої відповідає товщині отриманого зразку, розміщують по периметру таким чином, аби унеможливити перекриття та/або стискання будь-якої частини БС 3. Отриману конструкцію накривають оптично прозорою покривною пластинкою 4 і закріплюють елементами 5. Геометричні розміри, форма та матеріал пластинки 1, прокладки 2 та покривної пластинки 4 залежать від умов проведення експерименту, а також від форми та розмірів отриманого зразку 3 і обираються з конструктивних міркувань. Для запобігання можливого зсуву «сендвічної» конструкції також використовуються елементи 5, конфігурація та геометричні розміри яких визначаються в залежності від параметрів пластинки 1, прокладки 2 та покривної пластинки 4. Таке закріплення зразків БС дає можливість забезпечити збереження їх геометричних та оптичних параметрів, а відтак і уникнути похибок при вимірюванні відповідних частин розсіяного оптичного випромінювання.

При програмній реалізації виростання оптично прозорих пластинок обумовлює врахування їх товщини та показника заломлення і відповідних втрат на відбиття при перетині оптичного випромінювання відповідних границь розподілу середовищ.

При дослідженні товщинних біологічних тканин при отриманні зрізів за допомогою мікротомного обладнання їх товщина по периметру може бути нерівномірною. Тоді при використанні покривної пластики досліджуване БС може набувати форми оптичного клину і у фотоприймальній площині еліпсоїдального рефлектора починає спостерігатись інтерференційна картина. При неможливості отримання нового зрізу БС покривну пластину знімають, при модельному експерименті враховують лише параметри предметної пластини, а моделювання проводять для граничних значень товщини отриманого зразка і усереднюють.

3.3.2 Ініціалізація параметрів джерела оптичного випромінювання

Основа більшості прикладних реалізацій симуляції Монте-Карло в задачах біофотоніки базується на використанні нескінченно-тонкого пучка променів, що потрапляють на біологічне середовище під прямим кутом [13-16]. Як перший так і другий аспект, що буде показано у відповідних розділах даного дисертаційного дослідження нижче, може мати альтернативу при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Тому розглянемо особливості математичного базису, що був програмно адаптований для ініціалізації параметрів використовуваного джерела світла при вирішенні рівняння переносу випромінювання в системі «БС + ЕР» методом прямого М-К моделювання.

З огляду на функціональну необхідність візуалізації другої фокальної площини відповідного рефлектора, як результату симуляції М-К, що обумовлена використанням матричного приймача випромінювання в реальних фотометрах з ЕР, зазначимо особливості перетворення просторового розподілу падаючого оптичного випромінювання в просторовий розподіл в отриманому фотометричному зображенні.

Адаптація параметрів просторового розподілу нескінченно-тонкого пучка променів при взаємодії з біологічним середовищем, як правило, реалізовується з використанням алгоритмів згортки, аналогічних [17]. Проте у результаті цього можливе відновлення лише узагальненого виду такого розподілу. Моделювання з наперед визначеними параметрами джерела випромінювання не потребує повторної обробки результатів М-К моделювання і дає більш точний результат, тому розглянемо генерацію оптичного випромінювання з різним просторовим розподілом потужності випромінювання в поперечному перетині падаючого променя.

Напрямок руху фотона до і після взаємодії з біологічним середовищем описується в прямокутній системі координат, тоді як взаємодія з РЦ в самому БС, а також зі стінками ЕР потребує використання рухомої сферичної системи координат, дані з якої надалі використовуються для розрахунку значень направляючих косинусів в прямокутній системі координат. При запуску до БС фотонів з початковими координатами (x, y, z) та направляючими косинусами $(\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma)$ їх значення для різних профілів падаючого випромінювання задаються по різному. Для використаної у даній роботі конструкції еліпсоїдальних рефлекторів, а відтак і світлорозсіювальної моделі, падаюче випромінювання є симетричним і ортогональним по відношенню до досліджуваного БС і поширюється вздовж осі z , тому $\cos \gamma = 1$. Геометричний центр БС при цьому має координату по осі $z = 0$, а ініціалізація координат x та y для різних видів випромінювання при генерації випадкових чисел нормального та рівномірного розподілів має ряд особливостей.

При генерації випадкових чисел для нормального розподілу використовується генератор випадкових чисел з рівномірним розподілом на проміжку $[0,1]$ [18;19]. Тому для створення відмінного від рівномірного виду розподілу необхідно використовувати нескладні розрахунки, а їх кількість повинна бути мінімальною. Очевидно, що спрощення можливе, наприклад, при використанні модифікації перетворення Бокса-Мюллера – перетворення Марсал'ї [20] або ж алгоритму Зіккурату [19]. Це менш навантажує сам розрахунок, проте збільшує кількість проміжних обчислень, а результат методу, заснованого на центральній граничній

теоремі викликає сумніви з позицій точності. Кількість розрахунків можна скоротити, наприклад використовуючи полярну систему координат, тобто фактично замінивши генератор випадкових чисел.

Використання полярної системи координат для утворення двовимірного нормального розподілу потребує генерації лише однієї радіальної координати ρ за нормальним законом. При цьому кутова координата φ буде рівномірно розподілена в інтервалі $[0, 2\pi)$, а кількість розрахунків випадкових величин з рівномірним розподілом буде зменшена. Проте радіальне розбиття координатної сітки при полярній системі координат спотворює рівномірний розподіл. Останнє пояснюється тим, що при наближенні до полюсу елементи сітки, утворені рівновіддаленими один від одного концентричними колами та однаковими секторами, зменшують свою площу не змінюючи ймовірності потрапляння фотону в цю область, що викликає збільшення інтенсивності ближче до полюса. А це, в свою чергу, потребує корегування отриманих координат при побудові та обчисленні просторового розподілу в полярних координатах, і тим самим знову потребує додаткових розрахунків і навантаження на обчислювальну систему зростає. А для багатоітераційних процесів, яким є М-К моделювання поширення світла в БС, коли параметрам реального джерела може відповідати кілька сотень мільйонів запущених фотонів, це є критичним фактором. Невідповідність зберігається і при побудові просторового розподілу в прямокутній системі координат. Проекції мають рівномірний розподіл, «вписаний» в кругову твірну для кругової апертури падаючого променя. Для того аби розподіл в проекціях залишався рівномірним і лінійним апертура променя повинна бути квадратною, що в контексті даного дослідження є фізико-математичним нонсенсом.

При переході до нормального розподілу в полярній системі координат отримаємо експоненціальне збільшення інтенсивності ближче до полюса, що не підпорядковується нормальному закону. Проте при побудові проекцій нормального просторового розподілу, утвореного в прямокутній системі координат зберігається

його форма без зміни інтенсивності випромінювання по всій апертурі падаючого променя.

Задіяння алгоритму згортки для нормального та рівномірного законів розподілу в зображеннях, побудованих в різних системах координат, матиме суттєві невідповідності. Так, наприклад, при згортці зображення, побудованого в прямокутних координатах полярним методом, характерне зниження інтенсивності ближче до полюсу. У той час як зображення, побудоване за допомогою полярних координатах та зібране тим же способом повертає початковий згенерований розподіл. Побудова та збирання в прямокутних координатах також не призводить до помітних змін в розподілі.

Профілі поперечного перетину падаючого променя, що реалізовані в інформаційно-вимірювальній системі біомедичного фотометру, є наступні: нескінченно-тонкий пучок, а також пучок скінченного радіусу. Останній може мати в перетині рівномірний або гаусовий розподіл інтенсивності.

Нескінченно-тонкий пучок застосовується або в якості еталонного модельного експерименту, коли важливими є лише числові значення оптичних властивостей та коефіцієнтів, або ж у випадку коли досліджуваний об'єкт не містить оптичних неоднорідностей. У цьому випадку моделюванню властива симетрія відносно зсуву осі джерела оптичного випромінювання вздовж поверхні досліджуваного БС. У результаті моделювання і формування фотометричного зображення використовують функцію Гріна, як відгук середовища на точковий зовнішній вплив. Усі фотони мають однакові координати, що знаходяться в початку координат $x = y = 0$.

Поперечний рівномірний перетин скінченного радіусу математично є розширенням нескінченно-тонкого променя до кола радіусу r , у якому всі фотони розподілені рівномірно. Для цього використано генератор випадкових чисел з рівномірним розподілом на проміжку $[0,1]$, який збільшено радіусу r та відцентровано [12]:

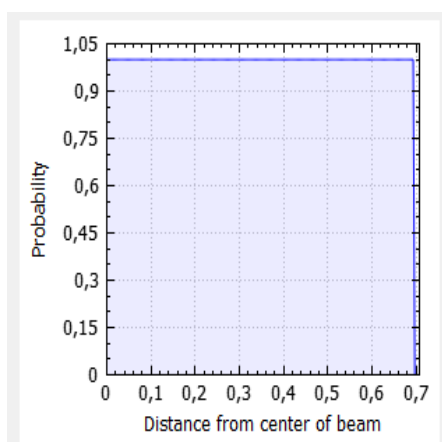
$$r_j = 2r \cdot \xi - r, \quad (3.1)$$

де r_j – випадкова величина, що рівномірно розподілена на проміжку $[-r, r]$;
 ξ – випадкове число у проміжку $[0,1]$; r – радіус пучка променів.

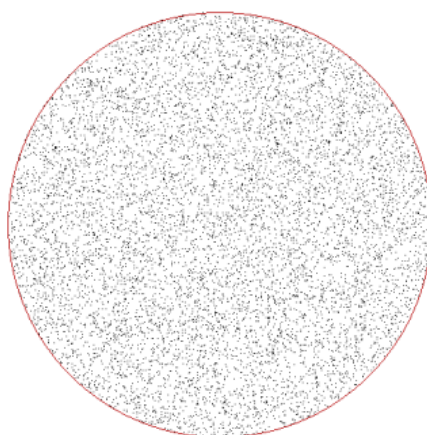
Генеруючи координати x та y з використанням (3.1) отримаємо рівномірний розподіл в квадраті зі стороною r , що не відповідає профілю реального пучка променів. Тому було накладено обмеження на отримані величини щодо не перевищення Евклідовою нормою отриманих координат заданого радіусу пучка променів r :

$$\begin{cases} x = 2r \cdot \xi - r \\ y = 2r \cdot \xi - r \\ x^2 + y^2 \leq r^2 \end{cases} \quad (3.2)$$

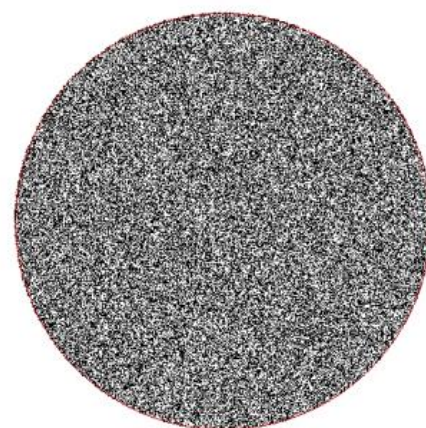
Здійснивши побудову рівномірного просторового розподілу інтенсивності падаючого пучка променів (рис.3.1.в) отримаємо графік щільності ймовірності (рис.3.5.а) та зображення просторового розподілу (рис.3.5.б та рис.3.5.в) в апертурі круглого перетину з радіусом 0,7 мм.



а)



б)



в)

Рисунок 3.5 Рівномірний профіль розподілу інтенсивності падаючого пучка діаметром 1,4 мм: графік щільності ймовірності (а); просторовий розподіл при запуску 10^5 (б) та 10^6 (в) фотонів

Поперечний гаусовий профіль перетину скінченного радіусу найбільш наближений до профілю реального одномодового лазера з поперечною модою TEM_{00} . Для утворення нормального просторового розподілу в колі радіусом r використано генератор випадкових чисел з рівномірним розподілом на проміжку $[0,1]$ і полярне перетворення Марсал'ї, коли розраховується таке значення m , що:

$$\begin{cases} m = a^2 + b^2 \\ m \leq 1 \\ s \neq 0 \end{cases}, \quad (3.3)$$

де a, b – незалежні випадкові величини, рівномірно розподілені на проміжку $[-1,1]$ і генеруються масштабуванням виразу (3,1) при $r=1$ коли обов'язково виконується умова (3,3) для отриманих a та b .

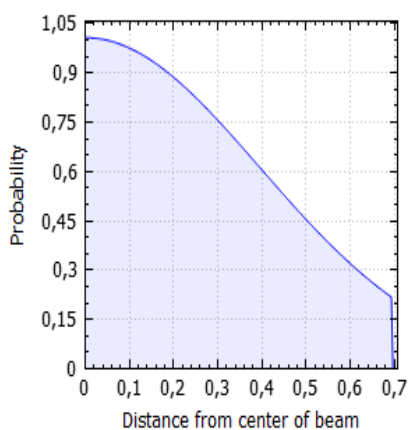
Тоді пару нормально розподілених величин m_1 та m_2 з математичним очікуванням 0 та дисперсією 1 можна обчислити за допомогою виразів:

$$\begin{cases} m_1 = a \sqrt{\frac{-2 \ln m}{m}} \\ m_2 = b \sqrt{\frac{-2 \ln m}{m}} \end{cases}. \quad (3.4)$$

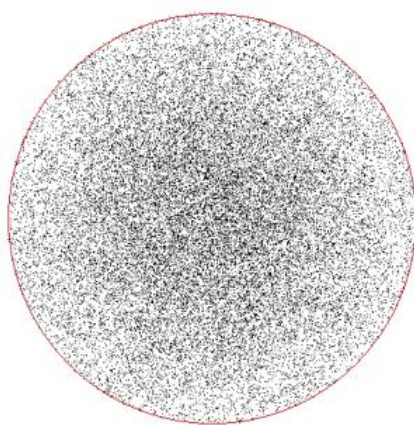
Вираз (3.4) використовується для отримання нормального розподілу величин m_1 та m_2 з довільним значенням дисперсії σ та математичного очікування μ за допомогою:

$$\begin{cases} x = m_1 \cdot \sigma + \mu \\ y = m_2 \cdot \sigma + \mu \end{cases}. \quad (3.5)$$

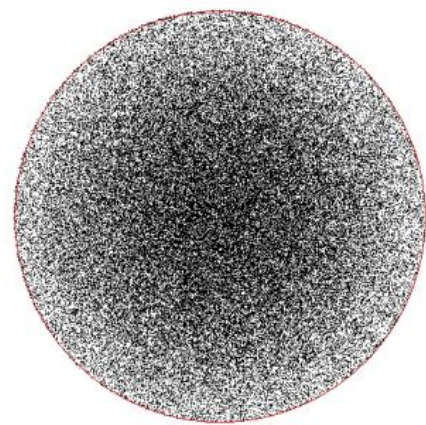
Здійснивши побудову нормального просторового розподілу інтенсивності падаючого пучка променів (рис.3.1.в) отримаємо графік щільності ймовірності (рис.3.6.а) та зображення просторового розподілу (рис.3.6.б та рис.3.6.в) в апертурі круглого перетину з радіусом 0,7 мм.



а)



б)



в)

Рисунок 3.6 Гаусовий профіль розподілу інтенсивності падаючого пучка діаметром 1,4 мм та дисперсією $\sigma = 1/e$: графік щільності ймовірності (а); просторовий розподіл при запуску $3 \cdot 10^4$ (б) та 10^5 (в) фотонів

Таким чином при побудові просторового розподілу в апертурі падаючого променя та фото-приймальній площині доцільно вести в однакових системах координат. Незважаючи на зменшення навантаження на обчислювальну систему при використанні полярної системи координат та з огляду на важливість збереження правильного початкового розподілу параметрів джерела випромінювання, для його опису буде використовуватись прямокутна система координат. Це, звичайно, призведе до додаткових витрат машинного часу, проте не до зменшення достовірності отриманих фотометричних зображень в другій фокальній площині еліпсоїдальних рефлекторів.

3.3.3 Взаємодія оптичного випромінювання з біологічним середовищем

Таким чином, сформовані дані про просторовий розподіл фотонів у падаючому пучку лазерного випромінювання, а саме координата $z=0$ і координати x та y (ініціалізація яких здійснюється з використанням виразів (3.2) та (3.5) для відповідного профілю поперечного перетину випромінювання), а також направляючі косинуси $(\cos \alpha, \cos \beta, \cos \lambda) = (0, 0, 1)$, при умові, що початкова вага кожного фотона $w=1$, дозволяють здійснити запуск пакету фотонів до фотометричної системи «БС + ЕР». Невизначеною залишається теоретична кількість фотонів, що відповідатимуть реальній потужності використаного лазера.

Формування пакету фотонів. Якщо енергія одного фотону E_{ph} визначається формулою Планка, а енергія лазера E_s задається його паспортною потужністю P , то кількість фотонів у потоці випромінювання заданої потужності лазера, що працює в безперервному режимі, можна визначити з наступного виразу:

$$N_{ph}^{cont} = \frac{E_s}{E_{ph}} = \frac{P \cdot t \cdot \lambda}{h \cdot c}, \quad (3.6)$$

де λ - довжина хвилі випромінювання; t - час випромінювання; h - стала Планка; c - швидкість світла в вакуумі.

Для лазера, що працює в імпульсному режимі, число фотонів визначається:

$$N_{ph}^{imp} = \frac{P \cdot t \cdot \lambda}{h \cdot c \cdot N} \quad (3.7)$$

де N - кількість імпульсів в секунду.

Якщо для прикладу використовувати набір лазерів, що працюють в безперервному режимі, однакової потужності 5 мВт у видимому спектральному діапазоні, або лазери з імпульсним випромінюванням потужністю 1 Вт та кількістю імпульсів за секунду 200 штук, то кількість фотонів, що відповідатиме цьому діапазону і випромінюється за 1 секунду знаходитиметься в межах $(1..2) \cdot 10^{16}$.

Врахуємо, що у дослідженні були використані ПЗЗ матриці, що містять незалежні комірки накопичення та пам'яті. Після потрапляння лазерного пучка на піксель накопичення формується тригерний сигнал, час на перехід якого з комірки накопичення в комірку пам'яті складає приблизно 50 мкс. Врахувавши цей час як час випромінювання в (3.6) та (3.7), протягом якого відбувається формування фотометричного зображення, кількість задіяних фотонів становитиме $(5..10) \cdot 10^9$.

Таким чином визначається максимальна кількість фотонів для конкретного джерела лазерного випромінювання. Проте така кількість не завжди є оптимальною з огляду на енергетичні характеристики використаної ПЗЗ матриці та властивості самого об'єкту дослідження. Тому при визначенні кількості фотонів, що візьмуть участь у модельному експерименті, доцільно скористатись результатами реального експерименту аби оптимізувати час симуляції при побудові фотометричних зображень. При цьому оптимальна кількість фотонів, що необхідні лише для обчислення оптичних коефіцієнтів дзеркального та дифузного відбиття, поглинання та повного пропускання, як правило, не перевищує $10^5..10^6$.

Перетин випромінюванням першої границі розподілу середовищ. Врахувавши особливості розміщення біологічного зразка (п.п. 3.3.1) у відповідності до умов проведення експерименту, після запуску фотона необхідно врахувати дзеркальне відбиття, що спостерігається внаслідок різниці у величинах показників заломлення оточуючого та біологічного (або його шарів) середовищ.

Позначимо n_0 показник заломлення оточуючого середовища, а n_1 – показник заломлення першого шару БС (рис.3.3.а), тоді у випадку ортогонального падіння випромінювання на поверхню зразка ($\cos \gamma = 1$) коефіцієнт дзеркального відбиття R_s розраховується як:

$$R_s = \frac{(n_0 - n_1)^2}{(n_0 + n_1)^2}. \quad (3.8)$$

У випадку коли перший шар досліджуваного зразка є скляною пластинкою (рис. 3.3.б та поз. 4 на рис. 3.4), для якої коефіцієнт екстинкції $\mu_t = \mu_a + \mu_s = 0$, у ньому можливі багатократні відбиття і пропускання між верхньою та нижньою границями розподілу. Позначивши n_2 показник заломлення скла, коефіцієнт дзеркального відбиття запишимо, як [3]:

$$R_s = k_0 + \frac{k_1(1 - k_0)^2}{1 - k_0 k_1}, \quad (3.9)$$

де k_0 та k_1 – Френелівські відбиття верхньої та нижньої границь скляної плоско-паралельної пластинки, що обчислюються відповідно, як:

$$k_0 = \frac{(n_0 - n_1)^2}{(n_0 + n_1)^2}, \quad (3.10.a)$$

$$k_1 = \frac{(n_2 - n_1)^2}{(n_2 + n_1)^2}. \quad (3.10.b)$$

Потрапивши до першого непрозорого шару БС вага фотона w_{ph} зменшується на значення коефіцієнта дзеркального відбиття від першої границі розподілу:

$$w_{ph} = 1 - R_s. \quad (3.11)$$

Якщо скляна пластинка не використовується, то переміщення фотону починається з першого шару модельованого БС і використовується (3.8). Коли ж

пластинка використовується, то переміщення фотону починається з другого шару модельованого БС і використовується (3.9).

Визначення довжини вільного перебігу фотону. Перетнувши границю розподілу між оточуючим середовищем або скляною пластинкою та біологічним середовищем, фотон починає статистичне блукання в ньому, здійснюючи переміщення від однієї точки (акту) взаємодії до іншої. Кожен акт взаємодії відбувається на розсіювальному центрі, а відстань між попереднім актом та наступним вважається довжиною вільного перебігу. З урахуванням граничних умов моделювання (п. 3.2) у кожному РЦ частина статистичної ваги фотону поглинається і змінюється його напрям. Цей процес відбувається доки фотон не досягне наступної границі розподілу, на якій може відбутись або повне внутрішнє відбиття або заломлення і перехід до наступного модельованого шару. У випадку остаточного вильоту фотону з модельованого середовища його поточна вага фіксується, а далі переходять до розрахунку траєкторії блукання нового фотону.

При симуляції М-К поширення оптичного випромінювання в оптично-мутному БС для переміщення окремого фотона зазвичай використовують фіксований або змінний кроки Δl . Особливістю використання фіксованого кроку є його малість по відношенню до середньої довжини вільного перебігу фотону l_{ph} , яка зворотна до коефіцієнту екстинкції μ_t : $\Delta l \ll 1/\mu_t$. При цьому якщо крок замалий, то фотони частіше взаємодіють з БС і ефективність М-К зменшується, якщо ж крок завеликий – то рух фотону в БС матиме грубе наближення до реальної траєкторії. Більшій ефективності М-К симуляції надає вибір різного кроку на кожному етапі визначення довжини вільного перебігу [3; 13], причому щільність ймовірності функції величини кроку відповідає закону Бугера-Ламберта-Бера, а ймовірність, що фотон пролетить по більш короткій траєкторії вища, ніж по довгій, і пропорційна $e^{-\mu_t \Delta l}$. Використовуючи випадкову величину ξ , значення якої рівномірно розподілені на інтервалі $[0,1]$, розрахуємо довжину вільного перебігу фотону, як:

$$l_{ph} = \frac{-\ln(\xi)}{\mu_t}. \quad (3.12)$$

Для усунення невизначеності в (3.12), коли здійснюється моделювання у оптично-прозорій скляній пластинці, для якої $\mu_t = \mu_a + \mu_s = 0$, виконання умови (3.12) зведеться до наступного виразу:

$$l_{ph} = \begin{cases} \frac{(z_b^{glass} - z)}{\cos \gamma}, \cos \gamma > 0 \\ \infty, \cos \gamma = 0 \\ \frac{(z_t^{glass} - z)}{\cos \gamma}, \cos \gamma < 0 \end{cases}, \quad (3.13)$$

де z – поточна координата вздовж осі z фотону; z_b^{glass} – координата нижньої границі скляної пластинки; z_t^{glass} – координата верхньої границі скляної пластинки.

Це означає, що переміщення фотона відбувається між верхньою та нижньою границями скляної пластинки. З врахуванням такого опису довжина вільного перебігу фотону визначається як відстань до верхньої, коли фотон направлений вверх ($\cos \gamma < 0$) або нижньої, коли фотон направлений вниз ($\cos \gamma > 0$), границі шару. У випадку повного внутрішнього відбиття при критичному куті падіння фотону на границю розподілу шарів модельованого БС він поширюватиметься вздовж цієї границі, паралельно її площині, тобто його $\cos \gamma = 0$, а відстань до границі розподілу прямує до нескінченності. Такі фотони виключаються з розрахунку.

Нові координати фотону після переміщення на довжину вільного перебігу визначаються як приріст в кожному з напрямків в прямокутній системі координат:

$$\begin{cases} x_{j+1} = x_j + \cos \alpha_j \cdot l_{ph} \\ y_{j+1} = y_j + \cos \beta_j \cdot l_{ph} \\ z_{j+1} = z_j + \cos \gamma_j \cdot l_{ph} \end{cases} \quad (3.14)$$

де x_j, y_j, z_j – координати фотона на j -му кроці симуляції; $x_{j+1}, y_{j+1}, z_{j+1}$ – координати фотона на $j+1$ -му кроці симуляції; $\cos \alpha_j, \cos \beta_j, \cos \gamma_j$ – направляючі косинуси фотона на j -му кроці симуляції; l_{ph} – довжина вільного перебігу фотону.

Поглинання фотону. У результаті взаємодії фотону з РЦ його вага поділяється на поглинуту та розсіяну частки. Частка енергії, що поглинута у РЦ обчислюється за формулою [21]:

$$\Delta w = \frac{\mu_a^i}{\mu_t^i} w_j, \quad (3.15)$$

де Δw – поглинута частка статистичної ваги фотона; μ_a^i та μ_t^i – коефіцієнти поглинання та екстинкції i -го шару середовища відповідно; w_j – статистична вага фотону на j -му кроці симуляції.

Обчислене за (4.15) значення Δw зберігається у комірці масиву поглинутого випромінювання $A'[\rho, z]$ в циліндричній системі координат, що відповідає положенню даного розсіювального центру [15,16,21], шляхом додавання до вже наявного там значення поглинутої ваги $A[\rho, z]$:

$$A'[\rho, z] = A[\rho, z] + \Delta w \quad (3.16)$$

Індекси масиву, в який записується поглинута вага, розраховуються наступним чином:

$$\begin{cases} index(\rho) = \frac{\rho_p}{d\rho} \\ index(z) = \frac{z_p}{dz} \end{cases}, \quad (3.17)$$

де ρ_p – відстань від полюсу циліндричної системи координат до центру розсіювання; z_p – координата z центру розсіювання; $d\rho$ та dz – розміри комірки координатної сітки.

Тоді нове значення статистичної ваги фотона з урахуванням поглинання визначається з наступного виразу:

$$w_{j+1} = w_j - \Delta w = w_j \cdot \Lambda_i, \quad (3.18)$$

де w_j та w_{j+1} – статистична вага фотона до та після поглинання відповідно; Λ_i – альбеда i -го шару біологічного середовища:

Блукаючи у БС фотон внаслідок розсіювання вперед або назад може залишити випадково-неоднорідне середовище. Але можливий випадок коли при тривалому блуканні статистична вага фотона (далі вага фотона) w внаслідок численних актів взаємодії з РЦ почне прямувати до нуля. З точки зору чисельного вирішення це може бути позначене наперед заданою вагою w_{\min} малого граничного значення, наприклад $w_{\min} = 10^{-6}$, після досягнення якого подальший розрахунок вважатиметься недоцільним внаслідок малої інформативності кінцевого результату. Останнє має сенс у всіх випадках окрім дослідження поглинання фотонів на останніх стадіях їх блукання.

Коректне закінчення симуляції для забезпечення суворого дотримання закону збереження енергії без спотворення просторового розподілу у фотометричних зображеннях у випадках коли $w \leq w_{\min}$ забезпечене використанням і на цьому етапі процедури «рулетки». Припустимо, що у фотона є певний шанс один до m поглинути накопичену у зразку (або РЦ) енергію та продовжити свій рух. Тоді, використовуючи рівномірно розподілену на проміжку $[0,1]$ випадкову величину ξ , вага фотону при процедурі «рулетка» зміниться наступним чином:

$$w = \begin{cases} m \cdot w, \xi \leq \frac{1}{m} \\ 0, \xi > \frac{1}{m} \end{cases}. \quad (3.19)$$

Таким чином за допомогою (4.19) визначається стадія остаточного поглинання фотону та припинення розрахунку траєкторії його блукання у БС.

Розсіяння фотону. У результаті взаємодії з розсіювальним центром та зменшенням своєї ваги фотон розсіюється, тобто змінює свій напрямок. З урахуванням того, що траєкторія блукання фотона в БС розраховується в сферичній системі координат, визначимо нові значення зенітного θ та азимутального ψ кутів, що змінюються відповідно у межах $0 \leq \theta < \pi$ та $0 < \psi < 2\pi$. Для цього необхідно використовувати додаткову функцію, що описує ймовірність розсіяння фотону у певному напрямку. Як було зазначено в п.1.2 поміж таких функцій найбільш часто, що підтверджено аналітикою роботи [22], використовується фазова функція Хені-Грінштайна (1.11). Хоча вона й дозволяє через фактор анізотропії розсіяння g визначати таку ймовірність $p(\theta)$, що при розрахунку математичного очікування значення $\cos(\theta)$ повертає саме значення g , проте з практичної точки зору доцільніше використовувати наступний вираз, як функцію від $\cos(\theta)$:

$$p(\cos(\theta)) = \frac{1}{2} \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cdot \cos(\theta))^{3/2}}. \quad (3.20)$$

Тут величина фактору анізотропії розсіяння g визначає таке значення $\cos(\theta)$, при якому $-1 \leq g \leq 1$. При цьому нульове значення $g = 0$ характеризує повністю ізотропне БС, $g = 1$ характеризує цілковите розсіяння вперед, а $g = -1$ – цілковите розсіяння назад.

Виразимо значення зенітного кута $\cos(\theta)$ як функцію випадкової величини ξ , рівномірно розподіленої в інтервалі $[0, 1]$:

$$\cos(\theta) = \begin{cases} \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g \cdot \xi} \right) \right], & g \neq 0; \\ 2\xi - 1, & g = 0. \end{cases} \quad (3.21)$$

Азимутальний кут ψ , що рівномірно розподілений в інтервалі $(0, 2\pi)$, тоді можна визначити, скориставшись наступним виразом:

$$\psi = 2\pi\xi. \quad (3.22)$$

Використовуючи (3.21) та (3.22) направляючі косинуси у прямокутній системі координат визначаються, як:

$$\begin{cases} \cos \alpha_{j+1} = \frac{\sin(\theta)}{\sqrt{1 - \cos^2 \gamma_j}} (\cos \alpha_j \cdot \cos \gamma_j \cdot \cos(\psi) - \cos \beta_j \cdot \sin(\psi)) + \cos \alpha_j \cdot \cos(\theta) \\ \cos \beta_{j+1} = \frac{\sin(\theta)}{\sqrt{1 - \cos^2 \gamma_j}} (\cos \beta_j \cdot \cos \gamma_j \cdot \cos(\psi) - \cos \gamma_j \cdot \sin(\psi)) + \cos \beta_j \cdot \cos(\theta), \\ \cos \gamma_{j+1} = -\sin(\theta) \cdot \cos(\psi) \sqrt{1 - \cos^2 \gamma_j} + \cos \gamma_j \cdot \cos(\theta) \end{cases} \quad (3.23)$$

де $\cos \alpha_j, \cos \beta_j, \cos \gamma_j$ – направляючі косинуси фотона на j -му кроці симуляції до розсіяння; $\cos \alpha_{j+1}, \cos \beta_{j+1}, \cos \gamma_{j+1}$ – направляючі косинуси фотона на $j+1$ -му кроці симуляції після розсіяння.

Для квазі-вертикального руху фотону, коли приблизно $|\cos \gamma| > (1 - 10^{-15})$, що відповідає куту $\gamma = 44,7 \cdot 10^{-9}$ радіан, доцільно використовувати наступні формули:

$$\begin{cases} \cos \alpha_{j+1} = \sin(\theta) \cdot \cos(\psi) \\ \cos \beta_{j+1} = \sin(\theta) \cdot \sin(\psi) \\ \cos \gamma_{j+1} = \begin{cases} -\cos(\theta), \cos \gamma_j < 0 \\ \cos(\theta), \cos \gamma_j \geq 0 \end{cases} \end{cases} . \quad (3.24)$$

Оскільки при розрахунках використовується доволі велика кількість тригонометричних функцій, то для підвищення продуктивності машинного обчислення попередньо-розраховані величини зберігались у якості змінних.

Перетин другої границі розподілу. Розраховуючи довжину вільного перебігу фотону l_{ph} за формулою (3.12) на j -му кроці симуляції в один момент отримують величину, що перевищує відстань до другої границі розподілу в модельованому шарі БС. Фізично це означає, що фотон досягнув межі розподілу і далі відбувається або його виліт із зазначеного шару БС, або він зазнає повного внутрішнього відбиття і повертається в цей самий шар. Обидва явища підпорядковуються законам геометричної оптики. У цьому випадку, перш за все, необхідно розрахувати відстань від останнього РЦ до другої границі розподілу шару БС, яка отримується шляхом трансформації (3.13):

$$d_b = \begin{cases} \frac{(z_t^b - z)}{\cos \gamma}, \cos \gamma > 0 \\ \infty, \cos \gamma = 0 \\ \frac{(z_t^i - z)}{\cos \gamma}, \cos \gamma < 0 \end{cases}, \quad (3.25)$$

де d_b – відстань до границі розподілу шарів модельованого середовища, z – поточна координата по осі z фотону; z_b^i – координата другої (нижньої) границі i -го шару БС; z_t^i – координата першої (верхньої) границі i -го шару БС.

На наступному етапі порівнюємо отриману відстань d_b з попередньо визначеною довжиною вільного перебігу фотону l_{ph} . Коли $d_b \mu_t > l_{ph}$ розрахована величина не перевищує відстань до границі розподілу і фотон переміщується на величину l_{ph} / μ_t до досягнення центру розсіювання, сама величина l_{ph} приймається нульовою, енергія фотону поглинається і змінюється його напрямок. Далі розраховується нове значення за (3.12) і знову визначається відстань до другої границі розподілу.

Інша ситуація виникає, коли $d_b \mu_t \leq l_{ph}$. Тоді фотон зазнає зіткнення з другою границею i -го шару БС і переміщується на цю границю з уточненою на значення залишку відстанню:

$$l_{ph}^{j+1} = l_{ph}^j - d_b^j, \quad (4.26)$$

де l_{ph}^j – розрахована відстань переміщення фотона; l_{ph}^{j+1} – залишок від l_{ph}^j , як не пройдена відстань після переміщення до границі поточного шару; d_b^j – відстань до нижньої границі шару на j -му кроці, розрахована за (3.25).

Якщо фотон потрапив на другу границю розподілу БС з відносним показником заломлення $n_{12} > 1$, то його здатність зазнати повного внутрішнього відбиття визначається ймовірністю, що визначається критичним кутом падіння $\alpha_i > \alpha_{ПВВ}$ на границю або формулами Френеля. У другому випадку знову генерується випадкова величина, рівномірно розподілена в інтервалі $[0,1]$ і порівнюється з коефіцієнтом втрат на дзеркальне відбиття $R_s(\alpha_i)$. Якщо $\xi \geq R_s(\alpha_i)$, то фотон зазнав повного внутрішнього відбиття з новими направляючими косинусами $(\cos \alpha, \cos \beta, \cos(-\gamma))$. Якщо $\xi < R_s(\alpha_i)$, то фотон перетнув нижню границю розподілу. Потрапляння у наступний шар модельованого БС характеризується визначенням нового напрямку поширення фотону:

$$\begin{cases} \cos \alpha_{j+1} = \frac{n_i \cos \alpha_j}{n_{i+1}} \\ \cos \beta_{j+1} = \frac{n_i \cos \beta_j}{n_{i+1}} \\ \cos \gamma_{j+1} = \begin{cases} -\cos(\alpha_{i+1}), \cos \gamma_j < 0 \\ \cos(\alpha_{i+1}), \cos \gamma_j \geq 0 \end{cases} \end{cases}, \quad (3.27)$$

де α_{i+1} – кут заломлення у наступному шарі біологічного середовищі з показником заломлення n_{i+1} при куті падіння α_i в шарі БС з показником заломлення n_i .

Далі знову розраховується відстань до границі шару d_b за (3.25).

Коли ж фотон покидає БС і опиняється в оточуючому середовищі його вага заноситься до масиву дифузно відбитих $R_d[\rho, \varphi]$ або пропущених $T_i[\rho, \varphi]$ фотонів і розрахунок траєкторії блукання вважається завершеним.

Індекси масиву, до якого записується вага фотону, визначаються як:

$$\begin{cases} index(\rho) = \frac{\rho_p}{d\rho} \\ index(\varphi) = \frac{\arccos(\cos \gamma)}{d\varphi} \end{cases} \quad (3.28)$$

Визначення оптичних коефіцієнтів. При симуляції М-К, як зазначалось вище, були використані масиви для зберігання накопиченої статистичної ваги фотонів, що взяли участь у взаємодії з досліджуваним БС. У результаті поглинута частка сумарної ваги була занесена до масиву $A[\rho, z]$, дифузно відбита (розсіяна назад) – до масиву $R_d[\rho, \varphi]$ та пропущена – до масиву $T_t[\rho, \varphi]$. Для визначення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного пропускання та поглинання необхідно здійснити перетворити даних цих масивів. Але спочатку проаналізуємо їх вид.

Масиви $R_d[\rho, \varphi]$ та $T_t[\rho, \varphi]$ описані радіальною сіткою полярних координат, що відповідає верхній та нижній границям розподілу модельованого середовища. Кількість елементів сітки (масиву) визначається з огляду на прогнозоване розкидання значень по координатам, але у будь-якому випадку всі фотони, що вилетіли з середовища в прямому або зворотному напрямках, будуть оброблені. Це досягається шляхом занесення ваги фотонів, котрі мають координати вильоту з середовища, що перевищують розміри встановленої сітки, до найближчих крайніх елементів сітки.

Нехай $0 \leq index(\rho) \leq N_\rho - 1$, при чому відстань між елементами сітки $d\rho$, а також $0 \leq index(\varphi) \leq N_\varphi - 1$, при чому відстань між елементами сітки $d\varphi$ ($d\varphi = 2\pi/N_\varphi$), то отримаємо сітку з радіусом $d\rho \cdot N_\rho$, де N_ρ та N_φ кількість концентричних кіл та секторів у сітці відповідно. Припустимо, що фотон вилетів з модельованого середовища з координатами x_p та y_p , тоді його радіус-вектор віддалений від полюсу сітки на відстань $\rho_p = \sqrt{x_p^2 + y_p^2}$, а кут вильоту φ_p . Індеси масиву, у який записується вага фотону, розраховуються за формулами (3.28).

Коли $\rho_p > d\rho \cdot N_\rho$ розрахунок індесів масиву за формулами (3.28) може дати величину $index(\rho)$, що перевищує розміри масиву ($index(\rho) > N_\rho - 1$). У цьому

випадку вага фотона записується в останній елемент масиву, тобто $index(\rho) = N_\rho - 1$. Значення $index(\varphi)$ не можуть вийти за межі масиву внаслідок циклічності, адже кут $\varphi \in [0, 2\pi]$, проте для уникнення дублювання запису включимо аналогічну умову $index(\varphi) > N_\varphi - 1$, тоді вага записується у комірку масиву $index(\varphi) = N_\varphi - 1$.

Граничні умови реалізації симуляції Монте-Карло в системі «БС + ЕР» не передбачають, хоча й не виключають при інших додаткових можливостях, часткової або повної поляризації падаючого світла, а фазова функція розсіювання має центральну та радіальну симетрію. На відміну від базового алгоритму симуляції [3,13,14], що реалізований виключно для нескінченно-тонкого пучка, для якого результуючі масиви $R_d[\rho, \varphi]$ та $T_t[\rho, \varphi]$ перераховуються у випадку профіля скінченного радіусу, запропонований алгоритм, що викликано кращою програмною адаптацією до вимірювального засобу, дозволяє одразу моделювати випромінювання визначеного профілю. Тому необхідність у поділі координатної сітки за кутовою координатою відпадає, а вихідні масиви одновимірні ($N_\varphi = 1$, $index(\varphi) = 0$) у будь-якому випадку. Таке спрощення доцільне ще й з огляду на формування вихідного файлу, що містить координати виходу фотону з БС, його направляючі косинуси та вагу, які, за необхідності, можна перерахувати під нову координатну сітку, не здійснюючи повторне часо-затратне моделювання (оскільки необхідним стане використання масивів, у яких $N_\rho \rightarrow \infty$ та $N_\varphi \rightarrow \infty$).

Оптичні коефіцієнти отримуються шляхом відносного збирання результуючих масивів для N фотонів, що взяли участь у симуляції:

$$\begin{aligned}
T_t &= \frac{\sum_{i_\rho=0}^{N_\rho-1} \sum_{i_\varphi=0}^{N_\varphi-1} T_t[i_\rho, i_\varphi]}{N} \\
R_d &= \frac{\sum_{i_\rho=0}^{N_\rho-1} \sum_{i_\varphi=0}^{N_\varphi-1} R_d[i_\rho, i_\varphi]}{N} . \\
A &= \frac{\sum_{i_\rho=0}^{N_\rho-1} \sum_{i_z=0}^{N_z-1} A[i_\rho, i_z]}{N}
\end{aligned} \tag{3.29}$$

Таким чином результатами прямої симуляції М-К поширення оптичного випромінювання до досліджуваної структури біологічного середовища є [23-25] коефіцієнти: дзеркального відбиття R_s , дифузного відбиття R_d , повного пропускання T_t та поглинання A , а також координати, направляючі косинуси та вага для кожного з фотонів, що покинув модельоване середовище.

Врахування статистичної ваги фотонів при побудові фотометричних зображень. При трасуванні променів в ЕР використовується вихідний масив даних, отриманий шляхом моделювання поширення оптичного випромінювання в БС методом М-К, що містить координати виходу фотонів з середовища та їх направляючі косинуси і включає величину статистичної ваги кожного фотона. Вага фотону разом з координатами точки перетину ним другої фокальної площини відповідного ЕР (п.2.3.3) є вхідними даними для побудови характерного зображення в задачах оптичної біомедичної візуалізації при еліпсоїдальній фотометрії. При М-К моделюванні розмірами фотонів нехтують, тому при побудові зображень вважаємо, що кожен фотон займає певний піксель, розмір якого відповідає розміру пікселя обраної ПЗЗ матриці. Це обумовлює необхідність тотожності розмірів вихідного зображення при моделюванні та зображення зареєстрованого ПЗЗ матрицею. Характеристики реальних ПЗЗ матриці та джерела випромінювання обумовлюють вибір параметрів, що використовуються при побудові модельного зображення. При цьому аналогом режиму виходу на насичення окремого пікселя матриці є

масштабування та акумуляція ваги фотонів в пікселях при програмній реалізації. Так, кожен окремий піксель не може сприймати максимальну вагу >1 , тому всі фотони, що падатимуть на нього і продовжуватимуть акумулювати «вагу» пікселя не будуть змінювати його колір в зображенні. Розмір результуючого зображення розраховується як $scale \cdot 2a + 1$, де a мала напів-вісь еліпсоїда (рис. 2.9), а $scale$ коефіцієнт масштабування, що використовується для узгодження розмірів реального та чисельного експериментів; одиниця в кінці додається для утворення симетричності зображення відносно центрального пікселя.

Використання у реальному експерименті кольорової ПЗЗ матриці, призводить до необхідності програмної побудови фотометричних зображень шляхом застосовування RGB палітри, причому максимальній вазі $w = 1$ відповідатиме білий колір (255;255;255), а мінімальній $w = 0$ – чорний (0;0;0). Потрапляння нового кольору у відповідну комірку RGB палітри, яка вже накопичила максимальне значення, не збільшить її вмісту.

При використанні монохромної ПЗЗ матриці формування фотометричних зображень при симуляції М-К в системі «БС + ЕР» слід застосовувати діагональ RGB кубу, що характеризується відтинками сірого з таким ж значенням, що відповідають абсолютно білому та абсолютно чорному кольорам.

Узагальнюючи траєкторії руху фотонів у ЕР (рис.2.17). звернемо увагу на те, що фотони потрапляють у другу фокальну площину відповідного рефлектора без взаємодії з ним (рис.2.17.а) або у результаті двократного або багатократного відбиття від стінок (рис.2.17.б-рис.2.17.г). З точки зору візуалізації другої фокальної площини у програмній побудові фотометричних зображень беруть участь як одні, так і інші. Проте при проведенні реального експерименту та можливих варіантах побудови фотометрів з ЕР (див. Розділ 6) візуалізація другої фокальної площини здійснюється шляхом її побудови її проекції за допомогою формуючої оптичної системи на ПЗЗ матриці. Тобто фактично ПЗЗ камера (матриця з об'єктивом) фокусуються на другій фокальній площині ЕР, а це означає, що промені, які не взаємодіяли з рефлектором не зможуть потрапити до фото-приймальної площини, оскільки вони не сфокусовані

в цій площині ЕР. Це було враховане при програмній реалізації симуляції М-К в системі «БС + ЕР» [26-29] шляхом підключення в розрахунок так званих фільтрів. Перший фільтр відсіює фотони, що не взаємодіяли з ЕР, а другий – ті, що взаємодіяли. При цьому результуючі коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання, що можуть бути зареєстровані у другій фокальній площині верхнього та нижнього ЕР відповідно, зменшені на коефіцієнт відбиття стінок рефлектора для тієї частини фотонів, що з ним взаємодіяли.

3.4 Програмна реалізація симуляції Монте-Карло в системі «ДВ + БС + ВЗ»

Базовий алгоритм симуляції (рис.3.2), а також особливості рей-трейсингу в ЕР (п.2.3) та М-К моделювання в системі «БС + ЕР» були покладені в основу розробленого програмного забезпечення «Еліпсоїдальна фотометрія» (ВТ Mod) [30]. Воно є прикладною реалізацією процесу моделювання поширення оптичного випромінювання у інформаційно-вимірювальних системах з використанням еліпсоїдальних рефлекторів та методу стохастично-статистичного методу Монте-Карло. Програма дозволяє варіювати параметрами падаючого променя: починаючи від нескінченно-тонкого, продовжуючи з гаусовим профілем розподілу енергії в центральній моді і закінчуючи колімованим з рівномірним розподілом на заданому радіусі. Зазначене програмне забезпечення придатне для застосування з різноманітними конфігураціями вимірювальних засобів і дозволяє вирішувати задачі фотометрії на пропускання, відбиття, а також на відбиття та пропускання одночасно. Конфігурація вимірювальної системи задається параметрами фотометричної головки з еліпсоїдальним рефлектором у якості перетворюючого ядра. Вихідними даними є фотометричні зображення, графіки, таблиці та масиви числових даних.

На рис. 3.7 зображений загальний вигляд інтерфейсу розробленої програми до початку створених нового проекту. Інтерфейс при запуску програми містить області, що знаходяться у вкладці «Input», і призначені для введення даних.

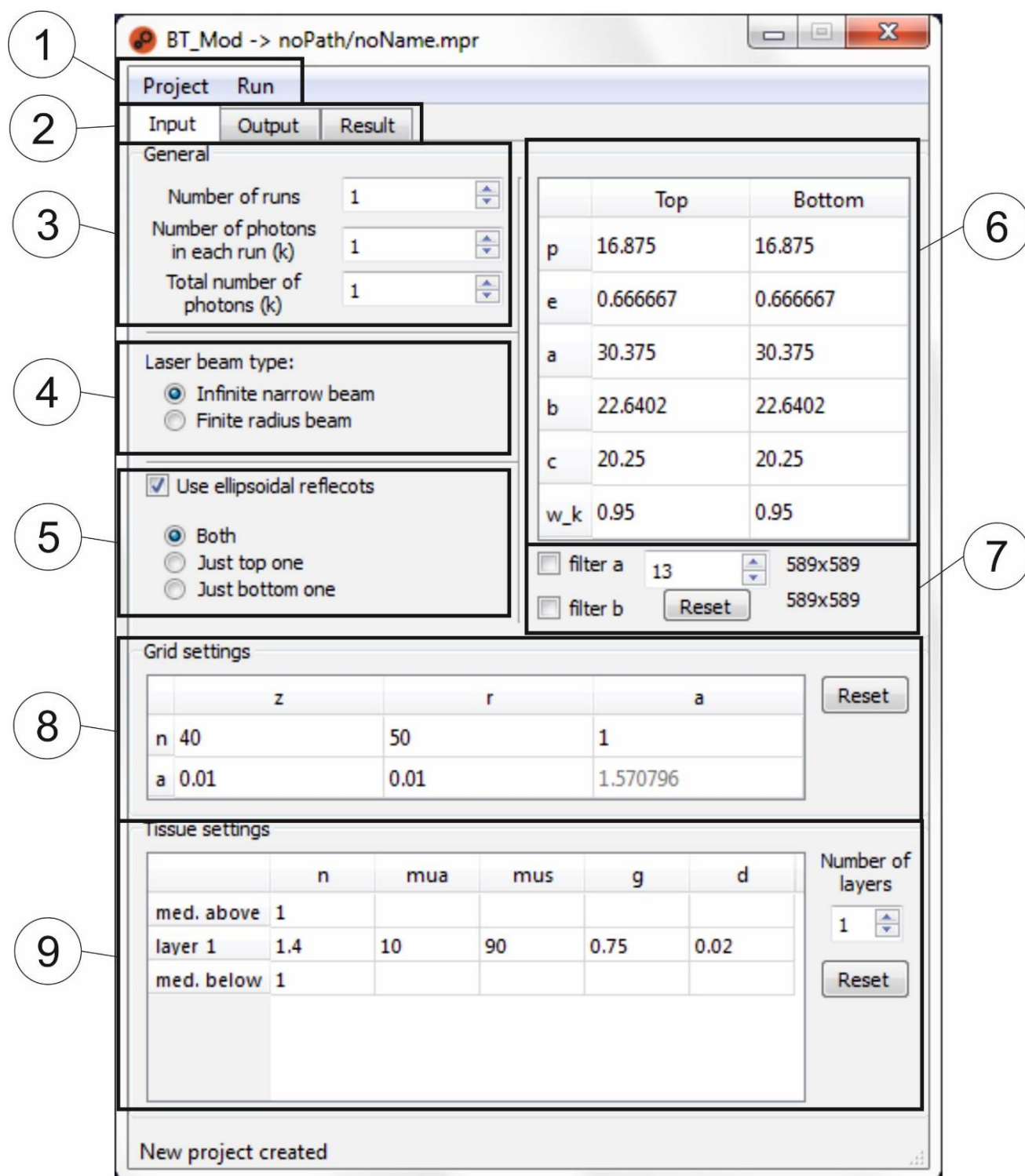


Рисунок 3.7 Головне вікно програми BT Mod

Головне меню 1 містить:

- підменю «Проект» («Project»), що використовується для зберігання, перезберігання, завантаження проекту, відкриття теки проекту, а також створення нового проекту та виходу з програми;
- підменю «Запуск» («Run»), що призначене для виконання різних етапів алгоритму моделювання. Так пункт «EL» запускає моделювання взаємодії випромінювання з рефлектором (працює лише у випадку готової моделі досліджуваного зразка), «Draw» будує зображення (працює лише у випадку готової моделі еліпсоїдального рефлектора), пункт «Project» запускає повне моделювання.

Поле 2 вхідних та вихідних даних моделювання включає: вкладку «Input», що містить вхідні параметри моделювання; вкладку «Output», що візуалізує отримувані за допомогою моделювання зображення; вкладку «Result», в середині якої представлені вихідні графіки та результуючі коефіцієнти.

В області 3 керування кількістю запусків та кількістю фотонів вводиться кількість запусків та кількість фотонів у кожному запуску (з кроком в одну тисячу), а загальна кількість модельованих фотонів (з кроком в одну тисячу) рахується автоматично.

Область 4 налаштування параметрів падаючого пучка променів дозволяє за замовчуванням (обрана перша кнопка) виконувати моделювання з променем нескінченно тонкого радіусу. При виборі другої кнопки з'являється можливість налаштування поперечного профілю падаючого випромінювання.

Область налаштування 5 використання еліпсоїдальних рефлекторів реалізована за допомогою перемикача «Use ellipsoidal reflectors», завдяки якому можна вмикати та вимикати моделювання рей-трейсінгу в еліпсоїдальних рефлекторах, а кнопками нижче можна вибирати необхідний варіант використання рефлекторів: обидва, лише верхній, або лише нижній, що відповідає умовам проведення експерименту лише у відбитому, лише у пропущеному світлі або у випадку і на відбиття, і на пропускання.

Область налаштування параметрів використаних рефлекторів реалізована у вигляді таблиці, до якої вводяться параметри ЕР. У випадку коли перемикач «Use ellipsoidal reflectors» вимкнений ця таблиця буде не активна.

Область 7 налаштувань отримуваних зображень включає перемикачі «filter a» та «filter b», що вмикають та вимикають необхідність отримування зображень верхньої фокальної площини рефлекторів, що складається з частини випромінювання з взаємодією (filter a) та без взаємодії (filter b) з рефлектором. У випадку коли перемикач «Use ellipsoidal reflectors» вимкнений, ця область буде не активна. Також у цій області є поле, в якому вказується коефіцієнт масштабування вихідних зображень, їх розмір показується справа: зверху – верхнього рефлектора, знизу – нижнього.

В область 8 введення параметрів масивів збирання даних має вигляд таблиці, до якої записуються розмірності масивів, а також ціни поділок їх шкал.

Область 9 налаштування параметрів досліджуваної структури біологічного середовища також реалізована у вигляді таблиці, до якої записуються параметри модельованого БС, а поле «Number of layers» змінює кількість шарів для випадку багат шарового БС.

Кнопки «Reset», що знаходяться в областях 8 та 9 скидають параметри цих областей до базових (рис. 3.6), така ж кнопка в області 7 скидає значення областей 5, 6 та 7.

У заголовку вікна міститься напис, що включає в себе шлях до файлу проекту та його назву, у випадку коли вони відсутні – бачимо типовий напис «noPath/noName.mpr».

Застосування для симуляції променю нескінченно-тонкого радіусу не потребує вводу додаткових параметрів, окрім фіксації кнопки в області 4 у проложені «Infinite radius beam». Коли ж обраний профіль падаючого пучка променів скінченного радіусу фіксується кнопка «Finite radius beam», після чого поряд з нею з'являється кнопка «Configure» (рис. 3.8).

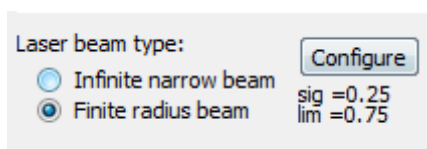


Рисунок 3.8 Область налаштування параметрів падаючого пучка променів скінченного радіусу

При натисненні кнопки «Configure» з'явиться вікно, загальний вигляд якого показаний на рис.3.9.

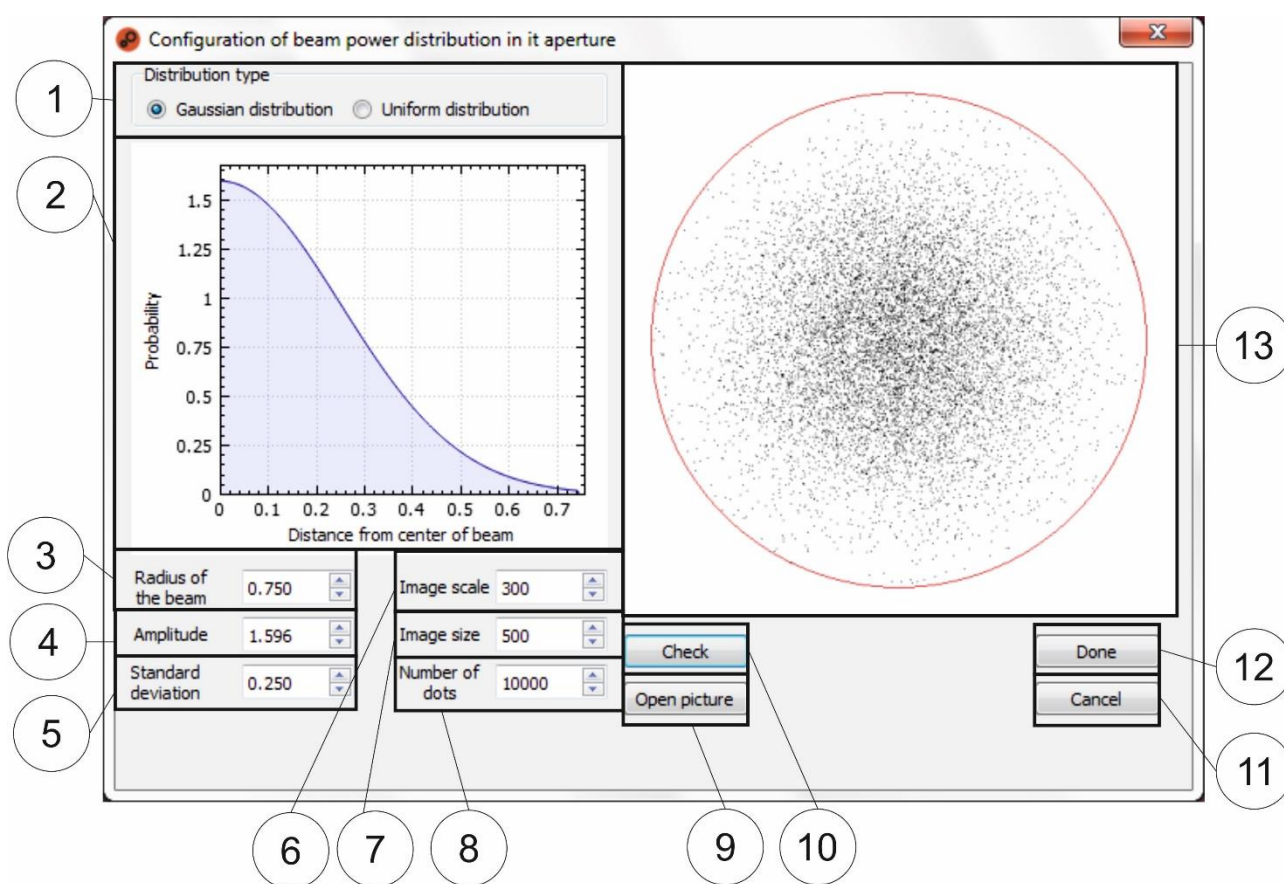


Рисунок 3.9 Вікно налаштування параметрів падаючого пучка променів скінченного радіусу

На рис. 3.9 розміщена область 1 зміни профілю розподілу, у ній обирається рівномірний (рис. 3.5) або нормальний (рис.3.6) закон розподілу потужності в поперечному перетині падаючого променя, графік такого розподілу зображений в області 2. Параметри цього розподілу задаються полями в областях 3-5 для гаусового

розподілу, та полем 3 для рівномірного розподілу. При виборі відповідного профілю вікно 13 змінить свій вигляд з зображеного на рис.3.5.б на такий, що показаний на рис.3.6.б. Область 2 характеризує графік розподілу потужності в поперечному перетині додатної координатної сітки. У полі 3 налаштування радіусу променю розміщено поле 4, у якому задається амплітуда гаусового розподілу та поле 5 дисперсії гаусового розподілу. Поля 6 та 7 дозволяють задавати масштаб та розмір зображення 13 розподілу потужності випромінювання в перерізі променю, поле 8 задає кількість точок, що використовуються при побудові цього зображення. Кнопка 9 призначена для відкриття побудованого зображення в стандартному переглядачі зображень використовуваної операційної системи. Кнопка 10 використовується для побудови нового зображення при змінених параметрах у вікнах 3-8. Кнопки 11 та 12 призначені для відміни/підтвердження відповідно створених змін та повернення до головного вікна.

У результаті проведення симуляції в «BT Mod» в обраній для прикладу біологічній тканині porcine epidermis з оптичними параметрами $\mu_a = 1.19 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 518.8 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.954$, $n = 1.4$ на довжині хвилі 632,8 нм при нескінченно-тонкому профілі поперечного перетину лазерного випромінювання та ексцентриситеті $e = 0.66$ і фокальному параметрі $p = 16.875 \text{ мм}$ еліпсоїдальних рефлекторів отримані фотометричні зображення, показані на рис. 3.10.

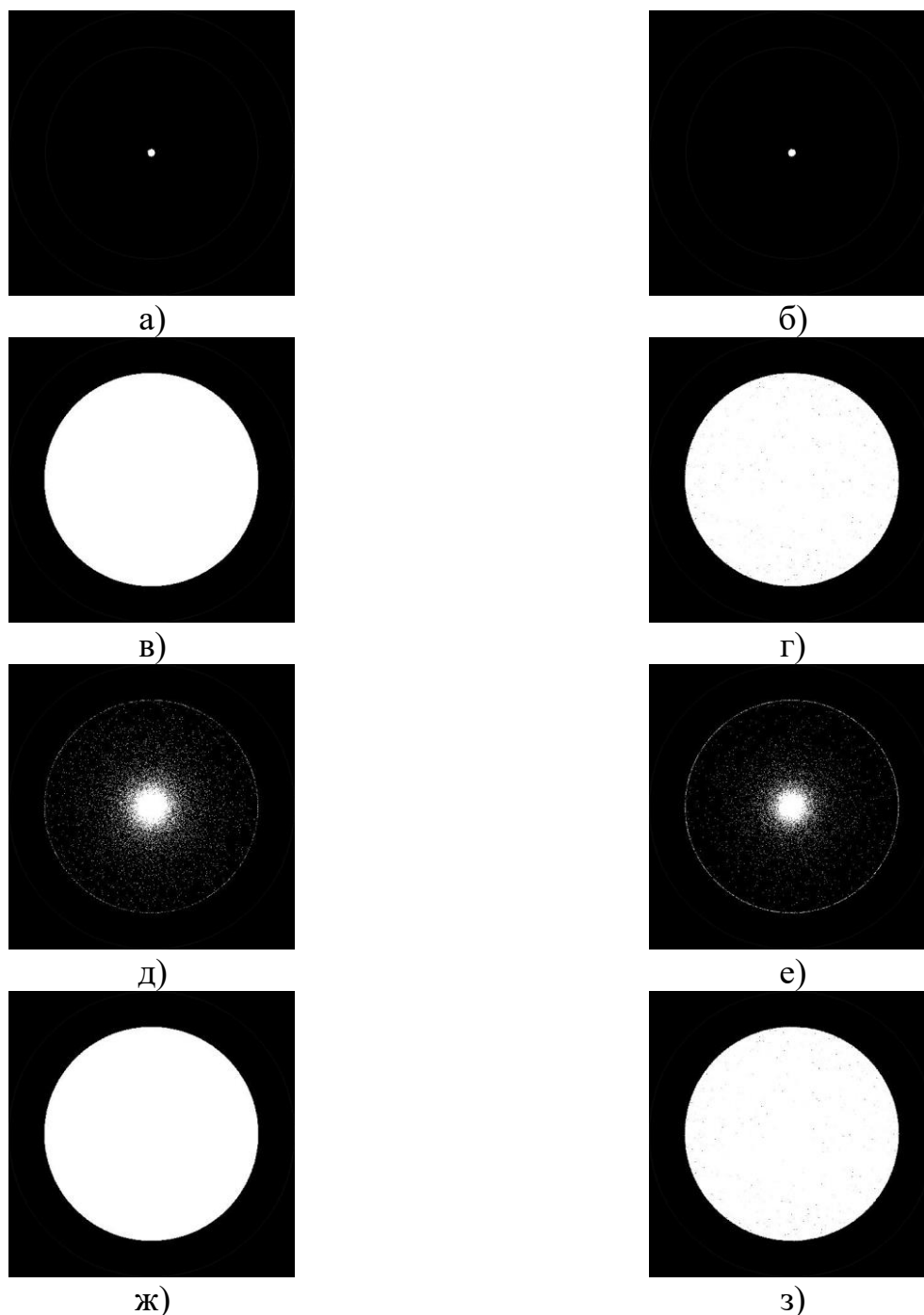


Рисунок 3.10 Фотометричні зображення, отримані у результаті симуляції М-К в системі «БС + ЕР» за допомогою ПЗ «ВТ Mod», у пропущеному світлі: першої фокальної площини (а), другої фокальної площини (в) верхнього рефлектора, другої фокальної площини для променів, що взаємодіяли (д) та не взаємодіяли (ж) з верхнім рефлектором; а також у відбитому світлі: першої фокальної площини (б), другої фокальної площини (г) нижнього рефлектора, другої фокальної площини для променів, що взаємодіяли (д) та не взаємодіяли (ж) з нижнім рефлектором

Більш детально особливості програмного використання еліпсоїдальних рефлекторів, зберігання результатів моделювання, завантаження та запуску попереднього проекту, отримання результатів моделювання та прив'язки файлів, а також методика роботи в створеному програмному середовищі «BT Mod» описані у [30]. Практичне використання результатів роботи ПЗ «BT Mod» будуть представлені у наступних розділах даного дисертаційного дослідження.

3.5 Висновки до розділу 3

1. На підставі сформованих вхідних даних та базового алгоритму симуляції визначено граничні умови моделювання поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб», що дозволяють врахувати конструктивні параметри рефлектора та векторні властивості фотонів, що вийшли з середовища в прямому та зворотному напрямку.

2. Розроблені аналітичні та математичні моделі симуляції поширення оптичного випромінювання методом Монте-Карло, що дозволили забезпечити програмно-апаратну адаптацію особливостей розміщення зразків біологічного середовища в біомедичному фотометрі та врахувати параметри джерела оптичного випромінювання.

3. На підставі формалізованих етапів взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем здійснена програмна реалізація симуляції Монте-Карло в системі «ДВ + БС + ВЗ», що забезпечує отримання оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття, повного пропускання та поглинання, а також формування фотометричних зображень приймальної площини біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами.

Список використаних джерел до розділу 3

1. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V. Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic. *Biophotonics—Riga 2013* : proc. SPIE, 2013. 90320V.
2. Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media. In 2 vol. Vol.1. New York: Academic, 1978. 339 p.
3. Prahl S. A., Keijzer M., Jacques S. L., Welch A. J. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue. *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*: in proc. SPIE IS 5, 1989. P.102–111.
4. Безуглий М.О., Ботвиновський Д.В., Зубарєв В.В., Коцур Я.О., Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні. *Методи та прилади контролю якості*. 2011. Вип. 27. С.77-83.
5. Nikodym T. Ray Tracing Algorithm For Interactive Applications : thesis for degree of Ph. D. / Czech Technical University, FEE. 2010.
6. Newell M. E., Newell R.G., Sancha T.L. A New Approach to the Shaded Picture Problem. *Proc of ACM National Conf.*, 1972. P.443 – 450.
7. Crow F.C. Shadow algorithms for computer graphics. *Computer Graphics* in proc. of SIGGRAPH, 1977. P.242–248.
8. Meglinski I.V. Modeling the reflectance spectra of the optical radiation for random inhomogeneous multi-layered highly scattering and absorbing media by the Monte Carlo technique. *Quantum Electron.* 2011. №31. P. 1101–1107.
9. Applications of Monte Carlo Methods in Biology, Medicine and Other Fields of Science / edited by Ch.J. Mode. Rijeka: InTech, 2011. 438 p.
10. Спосіб підготовки зрізів біологічних тканин для дослідження їх оптичних властивостей: пат.78517 Україна: МПК G01N 1/06, G01N 21/00. №u201209440; заявл. 02.08.12; опубл. 25.03.13, бюл. №6/2013.
11. Ash R.B. Basic propability theory. New York: DOVER PUBLICATIONS, 2008. 350 p.

12. Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing, Second Edition. W.H., Flannery B.P., Teukolsky S.A., Vetterling W.T. Cambridge University Press, 1992. 925 p.
13. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Computer methods and programs in biomedicine*. 1995. Vol. 47. P.131-146.
14. Keijzer M. Light transport for medical laser treatments: Ph.D. / Technische Univ., Delft (Netherlands), 1993. 207 p.
15. Prahl S.A., Keijzer M., Jacques S. L., Welch A. J. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue. *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*. 1989. № 5. P. 102-111
16. Wang L., Jacques S.L. Monte Carlo for Multi-Layered media. URL: <http://omlc.org/software/mc/mcml-src/index.html> (дата звернення: 20.01.2015).
17. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. CONV – convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues. *Computer methods and programs in biomedicine*. 1997. Vol. 54. P.141-150.
18. Glasserman P. Monte Carlo Methods in Financial Engineering. New York: Springer, 2004. 614 p.
19. Thomas D., Luk W., Leong P., Villasenor J. Gaussian Random Number Generators. *ACM Computing Surveys*. 2007. Vol. 39(4). P.11:1 – 11:38.
20. Kloeden P.E., Platen E., Schurz H. Numerical Solution of SDE Through Computer Experiments. New York: Springer, 2003. 294 p.
21. Сетейкин А.Ю., Гершевич М.М., Ершов И.А. Моделирование процессов взаимодействия низкоинтенсивных лазерных пучков с многослойными рассеивающими биоматериалами. *ЖТФ*. 2002. №1(72). – С.100-104.
22. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Tissue Optical Properties. *Handbook of biomedical optics* / edited by D.A. Boas, C. Pitris, N. Ramanujam. New York: CRC Press, 2011. P.67 – 100.

23. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Моделювання процесу поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині", на *Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2008, с.56.
24. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Застосування конденсованого методу Монте-Карло для вирішення задач переносу випромінювання в оптиці біологічних тканин", на *XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос»*, Дніпропетровськ, 2009, с. 314.
25. N.V. Pavlovets, M.A. Bezuglyi, "Visualization of Monte-Carlo simulation for the ellipsoidal biometric system", на *7-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2014, с.234.
26. Р.Я. Попов, Р.А. Молодыко, та М.О. Безуглый, "Биомедицинское фотометрирование с использованием ПЗС-камер", на *1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения»*, Луганськ, 2012, с.230 – 231.
27. Р.Я. Попов, Р.А. Молодыко, та М.О. Безуглый, "Биомедицинское фотометрирование с использованием ПЗС-камер", на *1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения»*, Луганськ, 2012, с.230 – 231.
28. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Математическая обработка видеофотометрических изображений", на *6-ой Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2013, с.196.
29. Р.Я. Попов, М.А. Безуглый "Особенности ПЗС-фотометрии в приложении эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред", на *8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с.202.
30. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440*, 02.11.2016.

РОЗДІЛ 4

ФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

У даному розгляді розглядаються особливості проектування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами шляхом вдосконалення серійного обладнання для мікроскопії, а також при побудові індивідуальних прототипів. Розглянуті принципи зонного аналізу при обробці фотометричних зображень, отриманих при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Обумовлені математичні та аналітичні аспекти вирішення зворотної задачі теорії переносу випромінювання методами потокових моделей Кубелки-Мунка та інверсного Монте-Карло в контексті роботи біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, що працюють у відбитому, а також у відбитому та пропущеному світлі. Розглянуто взаємозв'язок фотометричних зображень та оптичних властивостей досліджуваних біологічних середовищ.

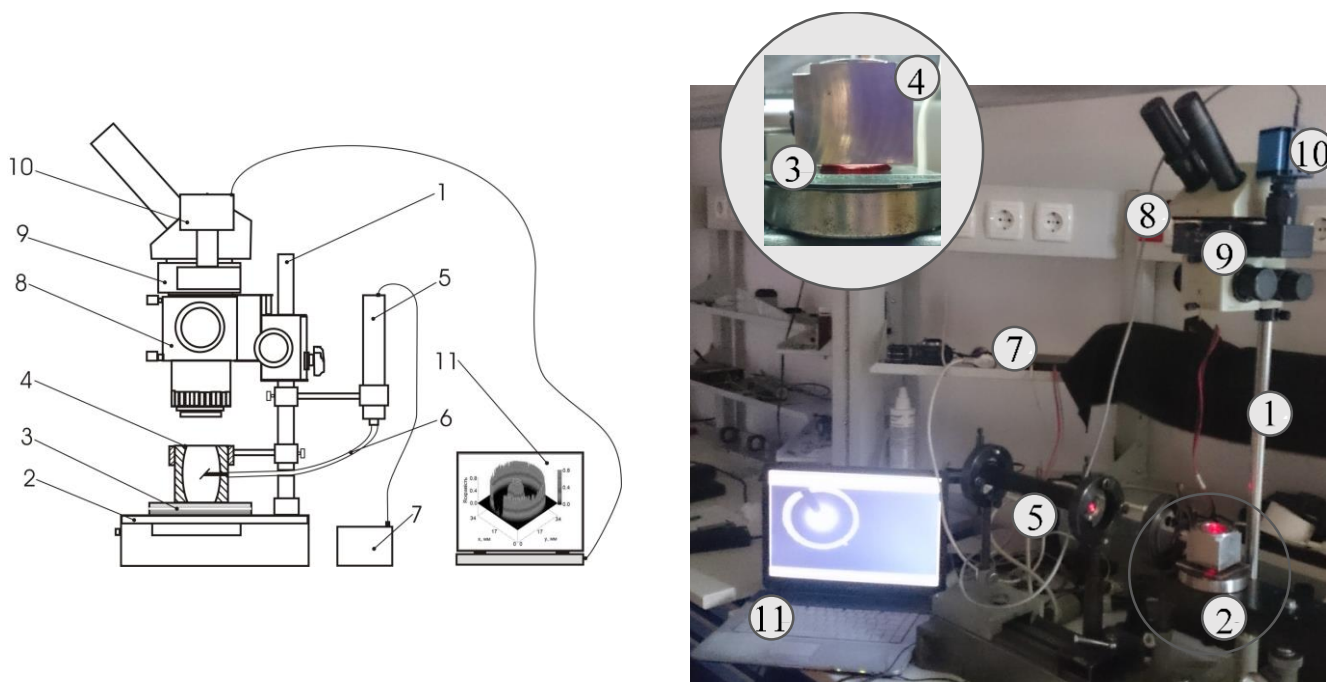
4.1 Проектування фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Двома найпоширенішими шляхами створення вимірювальних засобів та приладів, що призначені для вирішення нових прикладних задач, є вдосконалення існуючих систем або розробка принципово нових зразків техніки. З огляду на це, розглянемо практичні механізми проектування фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами.

4.1.1 Установка для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на базі стереоскопічного мікроскопу

Оптична схема вимірювального ядра, що була покладена в основу установки на базі стереоскопічного мікроскопу, описана в [1-3], а оптико-механічна та оптико-електронна реалізація показані на рис. 4.1. Установка зібрана на оптичній лаві типу

ОСК-2 за допомогою серійних рейтерів та спеціально-виготовлених кріпильних елементів.



а)

б)

Рисунок 4.1 Схематичне зображення (а) та зовнішній вигляд (б) фотометричної установки на базі стереоскопічного мікроскопа МБС-10: 1 – стійка; 2 – предметний столик; 3 – зразок досліджуваного БС; 4 – дзеркальний еліпсоїдальний модуль; 5 – лазер; 6 – узгоджувальна оптично-волоконна система; 7 – блок живлення лазера; 8 – стереоскопічний мікроскоп; 9 – TV адаптер; 10 – ПЗЗ-камера; 11 – комп'ютер

Установка дозволяє здійснювати фотометрію у наступний спосіб. Світловий потік від лазерного джерела випромінювання 5 (на рис. 4.1.б показаний одномодовий He-Ne лазер безперервної дії ЛГН-208А номінальною потужністю 2 мВт на довжині хвилі $\lambda=632.8$ нм та діаметром пучка 1.4 мм, випромінювання неполяризоване) з використанням узгоджувальної оптично-волоконної системи 6 (для спрощення юстування в реальній установці на рис.4.1.б не використовувалась) спрямовується до дзеркального еліпсоїдального модулю 4. Зазначений модуль містить призму, що забезпечує ортогональний злам падаючого променя, а також тубус для її закріплення у вхідному отворі еліпсоїдального рефлектора. З аналогічних міркувань спрощення юстування еліпсоїдальний модуль 4 закріплений в окремому рейтері (рис.4.1.б), що

дещо відрізняється від запропонованої схеми (рис.4.1.а). Далі випромінювання нормально падає на зразок 3 досліджуваного БС, який розміщений на предметному столику 2. Конструкція реальної установки (рис.4.1.б) дозволяє враховувати геометрію досліджуваного зразка 3 і розмістити його так, аби верхня межа опинилась точно у фокальній площині ЕР. Це здійснюється за допомогою горизонтальних та вертикальних мікрометричних переміщень, якими оснащений предметний столик та рейтер, на якому він закріплений. Розсіяне назад випромінювання збирається дзеркальним еліпсоїдом обертання, переноситься у другу його фокальну площину, яка проектується на матрицю ПЗЗ камери 10 за допомогою оптичної системи стереоскопічного мікроскопу МБС-10 та TV-A адаптера 4. Слід зазначити, що використання адаптера 4 обумовлене типом обраного мікроскопу та дозволяє позбутися стереоскопічного ефекту (проявляється у втраті значної частини розсіяного випромінювання (рис. 4.2) внаслідок невеликого нахилу фотометричного зображення у другій фокальній площині ЕР). При використанні монокуляру застосування проміжних адаптерів не потрібне, проте при аналізі доступних автору мікроскопів-монокулярів жодного приладу, у якого апертура та поле зору об'єктива задовольняли параметрам використовуваних ЕР, не було виявлено. Також при використанні мікроскопу МБС-10 серійні окуляри призначались для візуального налаштування системи реєстрації. При фотометрії об'єктів мікроскопу не використовувався.

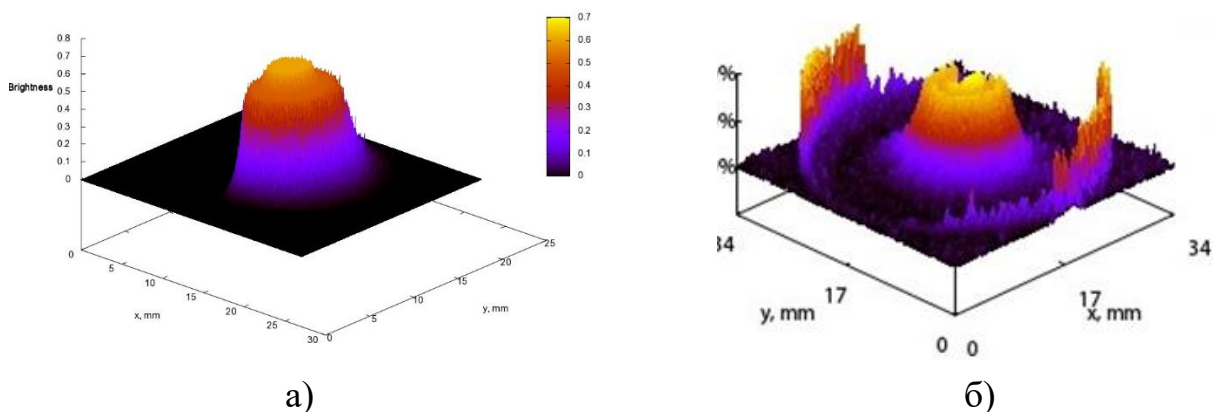
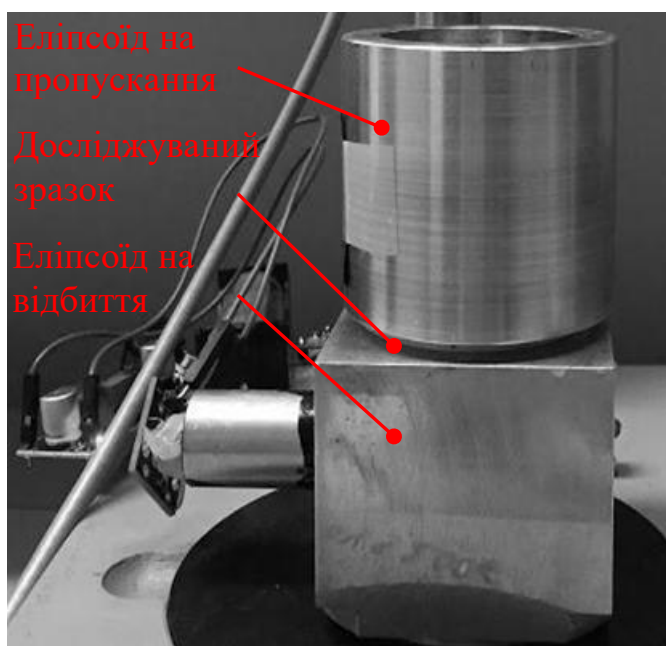


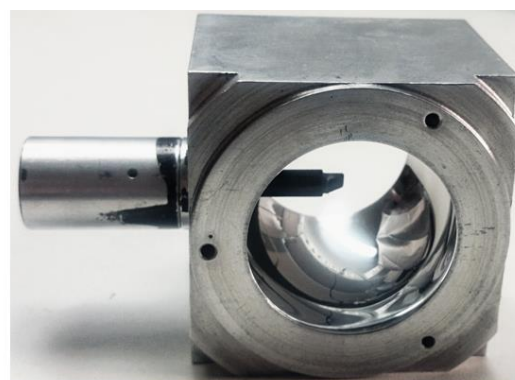
Рисунок 4.2 Просторовий розподіл розсіяного назад світла

для *porcine* «*derma + epidermis*», зареєстроване зі стереоскопічним ефектом без використання TV-A адаптеру (а) та з його використанням (б)

Конфігурація установки, зображеної на рис. 4.1 призначена для здійснення фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на відбиття. При фотометрії на пропускання або на пропускання та відбиття дзеркальний еліпсоїдальний модуль 4 повертають на 180^0 відносно осі падаючого променя. Потім розміщують на ньому тримач зі зразком досліджуваного БС на який встановлюють другий еліпсоїдальний рефлектор (рис.4.3.а) з аналогічними першому параметрами і здійснюють центрування та налаштування установки.



а)



б)

Рисунок 4.3 Фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на відбиття та пропускання (а) та конструкція фотометричної головки для фотометрії на відбиття (б) (позиції відповідають аналогічним на рис. 5.1)

ПЗЗ камера закріплюється на TV-A адаптера за допомогою роз'єму C-Mount. Адаптер 4 має власну систему діоптрійної наводки. Для якісного аналізу використовувалась КМОП камера SCORPTEK DCM-35, а для кількісного – ПЗЗ камера Image Source DMK-21Au04.AS. Програмне забезпечення для фіксації зображень обрано таким, що пакетно поставлялось до відповідної камери (Score Photo – для КМОП камери та Image Source – для ПЗЗ камери).

4.1.2 Макет фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами

Здійснюючи макетування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами було використано схему вимірювання і на пропускання, і на відбиття (рис.2.8.а), принципи реалізації якої розглянуто в роботах автора [1,3-5]. 3-Д модель приладу показана на рис. 4.4. Слід зазначити, що макет фотометру є горизонтально-орієнтованим, що дозволяє здійснювати дослідження зразків різноманітних БС, закріплених у відповідності з рис. 3.4. Проте структура окремих зразків БС та умови проведення експерименту (п.п.3.3.1) виключають можливість такого розміщення вимірювального засобу. У такому випадку або доцільно користуватись установкою на базі стереоскопічного мікроскопу, або переорієнтувати біомедичний фотометр у вертикальне положення з розміщенням рухомої частини над зразком БС.

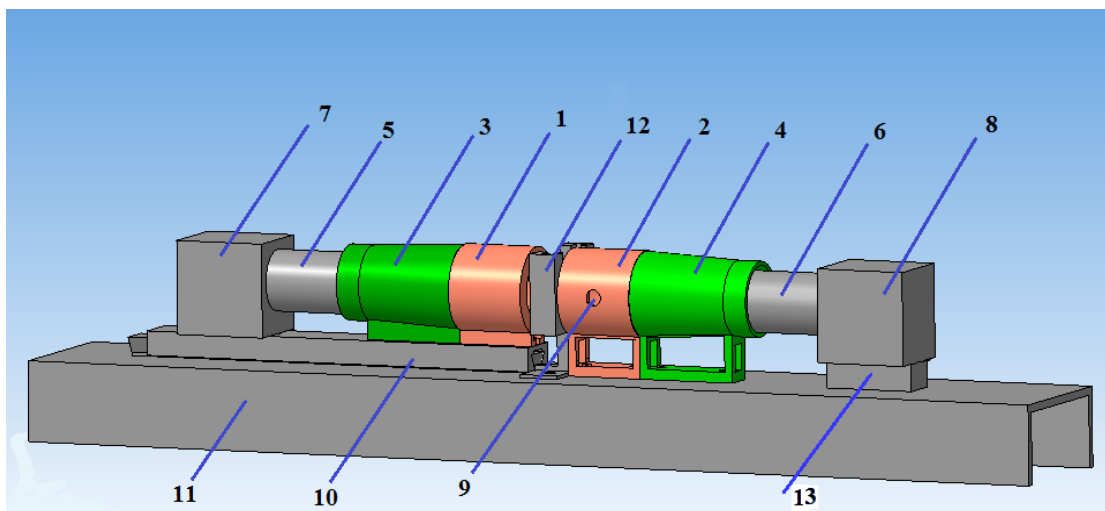


Рисунок 4.4 3-Д модель фотометру: 1, 2 – еліпсоїдальні рефлектори;
3, 4 – конусоподібні бленди; 5, 6 - об'єктиви; 7, 8 – ПЗЗ камери; 9 – ввідний отвір;
10 - рухома частина; 11 – основа; 12 – тримач зразка досліджуваного БС;
13 – проставка

Конструкція розміщена на металевій основі 11 (рис.4.5), що виготовлена з П-подібного ПАС-1734 150*50*5/AS.

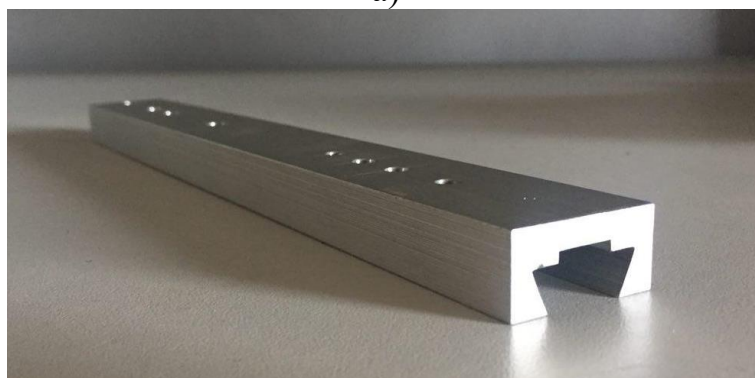


Рисунок 4.5 Основа конструкції фотометру

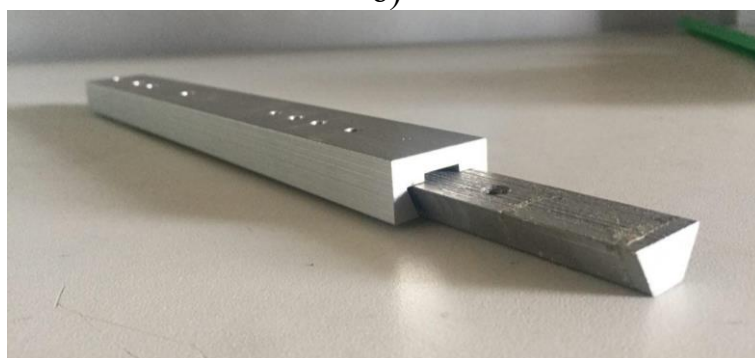
Рухома частина фотометру 10 складається з двох дюралюмінієвих деталей, що утворюють роз'ємне з'єднання типу «ластівчин хвіст» рис.4.6.



а)



б)

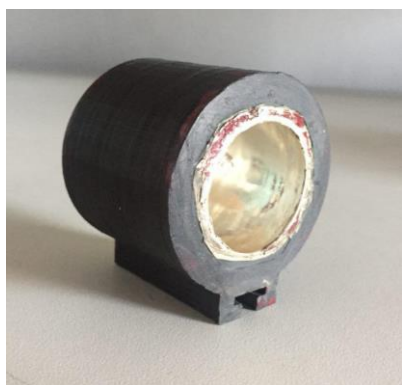


в)

Рисунок 4.6 Рухома частина фотометру: нижня (а), верхня (б) деталі та в зборі (в)

Нижня деталь рухомої частини 10 кріпиться гвинтами та гайками до основи 11, а верхня деталь є рухомою відносно нижньої і має отвори для кріплення модулю реєстрації пропущеного світла, що складається з ПЗЗ камери 7, об'єктиву 5, конусоподібної бленди 3 та еліпсоїдального рефлектора 1.

На рис. 4.7 показано еліпсоїдальні рефлектори 1 та 2, виготовлені за допомогою 3-D друку з АБС-пластику та хіміко-гальванічною металізацією внутрішньої відбиваючої поверхні (п.п. 5.4.2) з фокальним параметром $p=16,7\text{ мм}$ та ексцентриситетом $e=0,7$.



а)



б)

Рисунок 4.7 Дзеркальні еліпсоїди обертання для реєстрації пропущеного (а) та відбитого (б) світла

У еліпсоїдальному рефлекторі 2 (рис.4.7.б), що призначений для збирання розсіяного назад світла, розміщений ввідний отвір 9 (рис. 4.4), у який вводиться лазерне випромінювання і за допомогою відбиваючої призми направляється на поверхню досліджуваного БС. Призма (рис. 4.8.а), виготовлена з оптичного безкольорового скла К8 з нанесенням дзеркального покриття по ОСТ 3-1901-85, встановлюється в надрукований з АБС-пластику тубус (рис.4.8.б), юстується та фіксується клеєм до утворення блоку формування падаючого випромінювання (рис.4.8.в).



а)



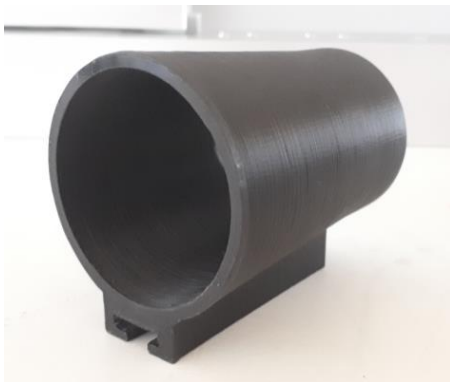
б)



в)

Рисунок 4.8 Блок формування падаючого випромінювання: відбиваюча призма (а), тубус (б) та з'єднаний блок (в)

Конусоподібні бленди 3 та 4 (рис.4.9) призначені для оптичного безвідблискового сполучення еліпсоїдальних рефлекторів з об'єктивами ПЗЗ камер.



а)



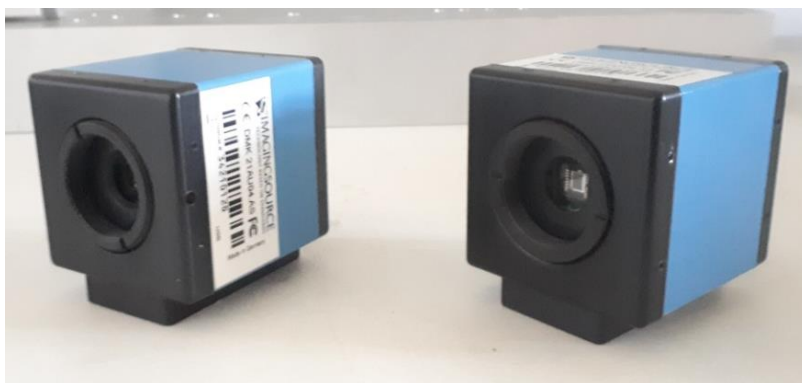
б)

Рисунок 4.9 Конусоподібні бленди для модулів реєстрації пропущеного (а) та відбитого (б) світла

Вони не дозволяють розсіяному вперед та назад випромінюванню виходити з системи, а також перешкоджають впливу зовнішнього випромінювання на чутливий ПЗЗ сенсор. Конструкція та розміри бленд визначаються параметрами ЕР та відносним отвором об'єктиву. У якості об'єктивів були використані серійні варіфокали Tamron 13VM2812ASII з ручною діафрагмою (рис.4.10.а). У якості ПЗЗ камер були обрані моделі з регульованим рівнем підсилення DMK 21AU04.AS (рис.4.10.б) з сенсором Sony ICX098BL.



а)



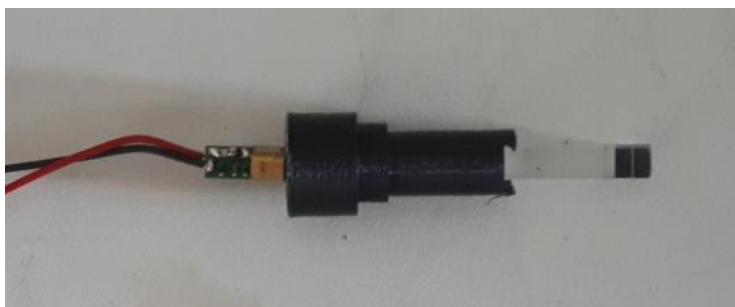
б)

Рисунок 4.10 Об'єктиви (а) та ПЗЗ камери (б) біомедичного фотометру

У якості джерела оптичного випромінювання може бути використаний будь-який лазер або діод з колімуючою оптичною системою, енергетичні характеристики яких узгодженні з властивостями використаної оптики та ПЗЗ сенсора. У залежності від габаритних розмірів вони можуть бути оптично (аналогічно установці на рис. 4.1) або непорушно (рис.4.11) сполучені з блоком формування падаючого випромінювання в ЕР 2.



а)



б)

Рисунок 4.11 Лазерний діод (а) та його фіксація в блоці падаючого випромінювання (б)

Проставка 13 (рис.4.12), надрукована з АБС-пластику, а також відповідні стойки елементів 1-4 забезпечують спів-падіння оптичної та геометричної осі приладу.



Рисунок 4.12 Проставка

Таким чином, здійснивши елементний підбір та виготовлення необхідних деталей та модулів створено прототип біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефlekторами для дослідження ефектів світлорозсіяння в БС (рис.4.13).

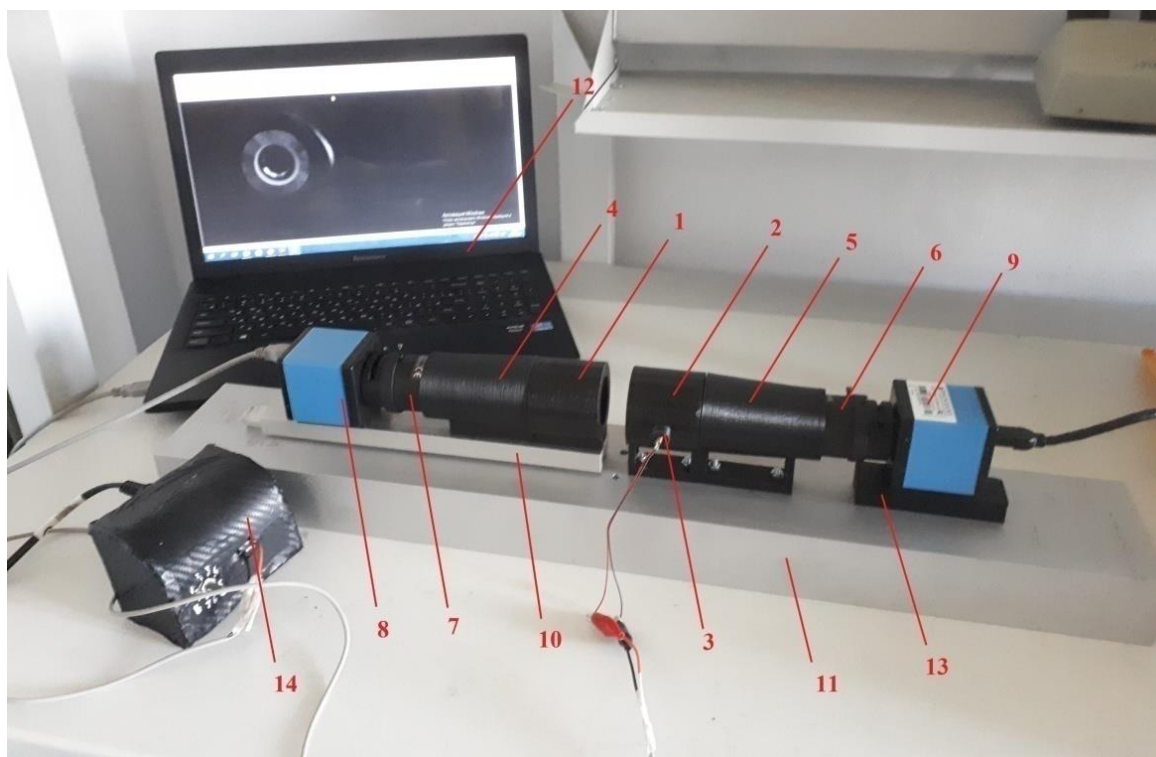


Рисунок 4.13 Макет біомедичного фотометру: елементи 1-13 відповідають моделі на рис. 4.4; 14 – блок живлення лазерного діоду

Принцип роботи фотометру наступний. Лазерне випромінювання подається від джерела 15 до блоку формування падаючого пучка, за допомогою призми змінює свій напрямок на 90° і спрямовується на досліджуваний зразок БС. Дифузно розсіяне випромінювання в прямому або зворотному напрямку збирається відповідною

фотометричною системою на пропускання (відбиття), що містить ЕР 1 (2), конусоподібну бленду 3 (4), об'єktiv 5 (6) та ПЗЗ камеру 7 (8). Фотометрична система на пропускання (елементи 1, 3, 5 та 7) закріплені на рухомій частині 10, що пересувається вздовж оптичної осі відносно основи 11. Зразок досліджуваного БС розміщений у тримачі 12, конструкція і розміри якого підбираються у відповідності до властивостей БС, а рухома частина забезпечує налаштовуватись на зразки різної товщини. ПЗЗ камери 7 та 8, що під'єднані до ПК 13 за допомогою USB-кабелів, передають фотометричні зображення до спеціалізованого комплексу програмного забезпечення, що дозволяє реєструвати та аналізувати отриманий просторовий розподіл розсіяного випромінювання. Блок живлення 14 лазерного діоду має регульовану величину вихідного опору і тому дозволяє змінювати енергетичні характеристики (потужність) падаючого лазерного випромінювання. Цей дозволяє здійснювати налаштування оптико-електронної системи реєстрації під окремий зразок досліджуваного БС.

На рис. 4.14 та 4.15 показані приклади фотометричних зображень зареєстрованих з використанням обох запропонованих конструкцій вимірювальних засобів в різних умовах проведення експерименту. Рис. 4.14 ілюструє світлорозсієння назад на різноманітних технічних зразках, дослідження яких обумовлене пошуком еталонів для подальшої фотометрії біологічних середовищ.

Аналіз рис. 4.14 показує, що при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами молочне скло (зображення (а) та (б), а також (м) та (н) на рис. 4.14), володіє практично анізотропними розсіювальними властивостями і є найкращим еталоном дифузного середовища, що підтверджується плавною зміною меж між освітленою і неосвітленою частинами фотометричного зображення. Товщина досліджуваного зразка молочного скла становила 1 мм, тому на рис.4.14.а та 4.14.б не спостерігається повного заповнення в зображенні розсіяного назад світла, так як значна його частина пройшла крізь зразок і розсіялася вперед. Аналогічна ситуація і для молочного скла товщиною 3 мм (рис.4.14.м та 4.14.н), проте для даного зразка розподіл по полю зображення більш рівномірний і радіально симетричний.

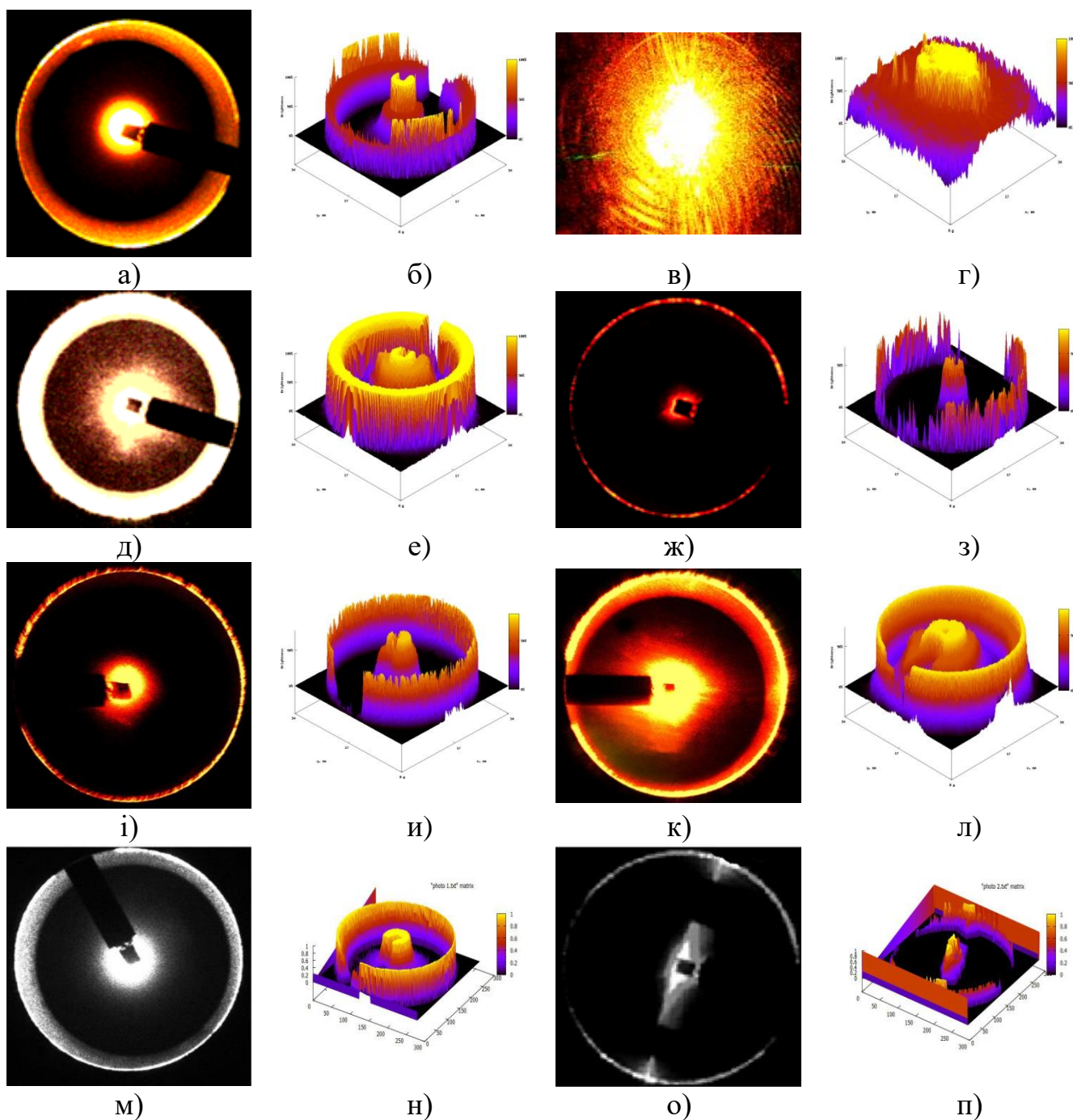


Рисунок 4.14 Фотометричні зображення та просторовий розподіл інтенсивності відповідно для технічних зразків: молочного скла МС-20 товщиною 1 мм (а) та (б); дзеркала (в) та (г); білої глянцевої поверхні (д) та (е); чорної матової поверхні (ж) та (з); сталі з шорсткістю Ra 3,2 (і) та (и), а також дюралюмінію з Ra 0,8 (к) та (л), отриманих циліндричним шліфуванням; молочного скла МС-20 товщиною 3 мм (м) та (н); сталльної поверхні з Ra 0,28, отриманою плоским шліфуванням (о) та (п)

Відповідний підбір товщини молочного скла дозволить обрати найбільш раціональний еталон для моделювання абсолютного розсіяння назад для задач рефлектометрії.

Дзеркало (зображення (в) та (г) на рис. 4.14) з внутрішньою відбиваючою поверхнею «засліпило» CCD сенсор камери, що добре видно на центральній частині зображення. Оскільки дзеркало має внутрішнє покриття, то в зображенні добре видно інтерференційні кільця, що пояснюється скоріш за все наявною клиновидністю скляної підкладки.

Біла глянцева поверхня (зображення (д) та (е) на рис. 4.14) у розсіяному назад світлі має чітко виражені межі на краю зображення, що говорить про досить хорошу якість поверхні, але при цьому видно доволі нерівномірний розподіл в центральній частині, що не гарантує адекватної порівняльної здатності.

Чорна поверхня (зображення (ж) та (з) на рис. 4.14) поглинула більшу частину падаючого випромінювання, внаслідок чого і квазі-колімоване відбиття, що спостерігається в центральне області, і дифузне відбиття, що спостерігається в крайовій зоні, мають невелике відносне значення.

Бруски металевої поверхні зі сталі з шорсткістю Ra 3,2 (зображення (і) та (и) на рис. 4.14) та дюралюмінію з Ra 0,8 (зображення (к) та (л) на рис. 4.14), отриманих циліндричним шліфуванням, а також сталі з шорсткістю Ra 0,28 (зображення (о) та (о) на рис. 4.14), отриманої плоским шліфуванням, показують хороший взаємозв'язок між відносним розподілом яскравості в зонах зображення та характером шорсткості й її величиною, але не можуть виступати в якості еталонів середовищ з об'ємним розсіюванням.

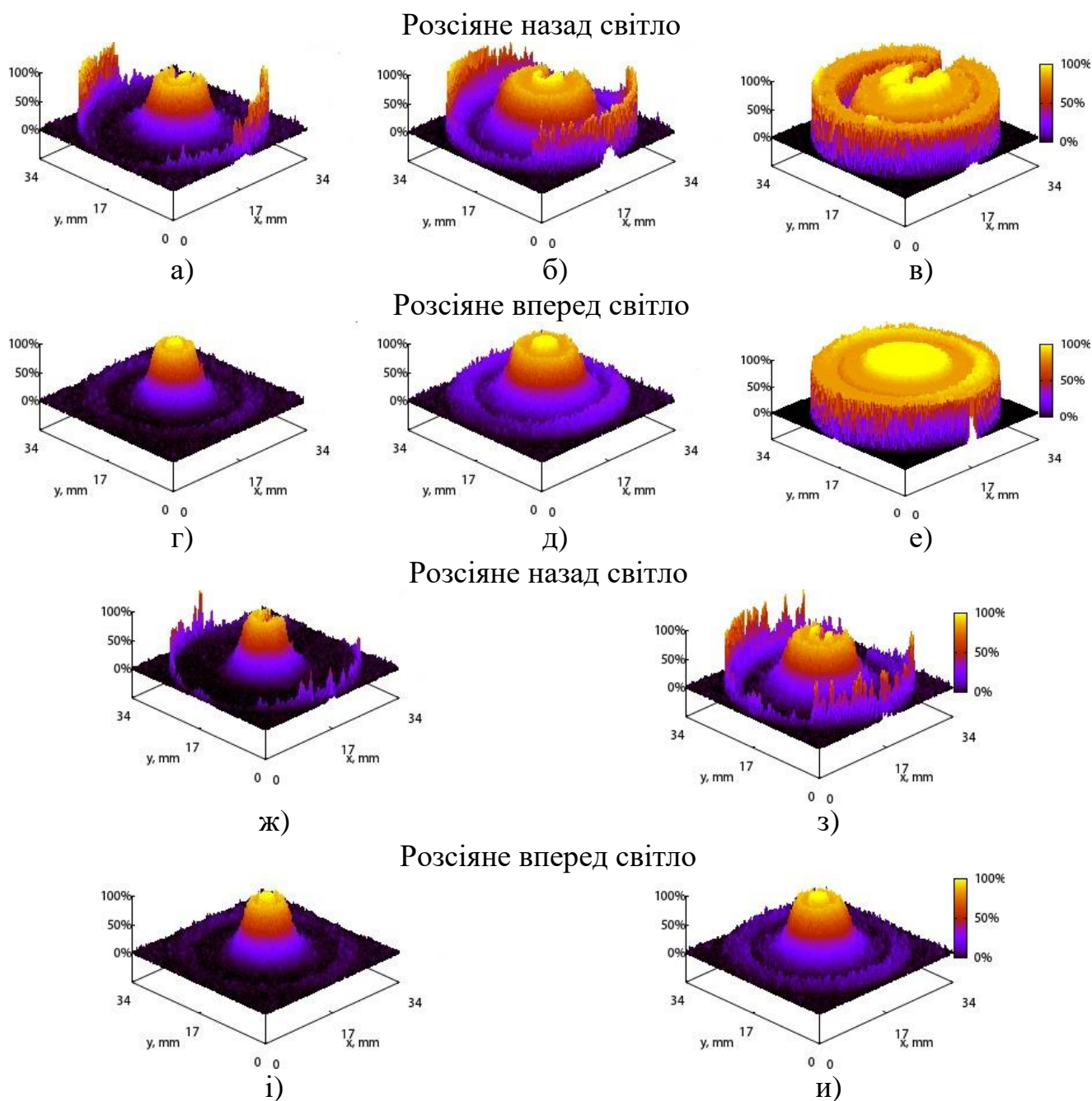


Рисунок 4.15 Просторовий розподіл розсіяного назад та вперед світла

відповідно для тканин *post mortal* porcine: «дерма + жирова тканина» загальною товщиною 2.53 ± 0.04 мм (а) та (г); жирова тканина товщиною 2.59 ± 0.01 мм (б) та (д); дерма товщиною 2.00 ± 0.01 мм (в) та (е) при потужності He-Ne лазеру 2 мВт на довжині хвилі 632.8 нм; (ж), (з), (і), (и) відповідають розподілам (а), (б), (в), (г) при потужності He-Ne лазеру 0.5 мВт

Зображення (а), (в), (д), (ж), (і), (к) на рис. 4.14 отримані з використанням кольорової КМОП камери DCM-35, а зображення (м) та (о) – за допомогою монохромної ПЗЗ камери DMK 21.

На рис. 4.15 показаний розподіл яскравості у другій фокальній площині еліпсоїдальних рефлекторів, що працюють для реєстрації відбитого та пропущеного світла з фокальним параметром 16.875 мм та ексцентриситетом 0.66. Потужність падаючого випромінювання в 0,5 мВт для He-Ne лазера на довжині хвилі 632.8 нм досягається шляхом введення в оптичний шлях двох ортогонально поляризованих пластин, кут між якими визначається Законом Малюса.

Очевидно, що отримані фотометричні зображення окрім інтегральної оцінки, аналогічній численним методам з використанням інтегруючих сфер, підлягають спеціальній обробці, що враховуватиме рівень освітленості в різних їх зонах.

4.2 Обробка зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Типологія об'єкту дослідження визначає застосування еліпсоїдальної рефлектометрії та фотометрії на пропускання, а також фотометрії і на відбиття, і на пропускання. Очевидно, що при цьому головним чинником визначення виду фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами є прогнозовані здатності досліджуваного об'єкту до пропускання (розсіяння вперед) та/або відбиття (розсіяння назад) випромінювання оптичного діапазону. Типові схеми фотометрів з ЕР, проаналізовані в [4] та в Розділі 2, дозволяють виділити конструктивні особливості їх технічного виконання з упором на основний елемент – відбивач з внутрішньою дзеркальною поверхнею у вигляді усіченого по фокальним площинам еліпсоїда обертання. Як було показано вище, при використанні ЕР в схемах світло-інтегруючих фотометрів необхідним є усічення рефлектора хоча б по одній фокальній площині і розміщення чутливої площини фотодатчика в другій фокальній площині (рис. 2.1 – рис. 2.8). Відпрацьований алгоритм координатної фотометрії, який використовується переважно в астрономії [6, 7] із застосуванням матричних ПЗЗ приймачів, визначив

вибір останніх при побудові інформаційно-вимірювальних систем еліпсоїдальної фотометрії (рис.4.1 та 4.13). Рівень яскравості окремих зон зображення, отриманого при реєстрації світлового потоку ПЗЗ приймачем, відповідає за вплив компонент, що характеризують топографію поверхні, властивості границі розподілу середовищ і розсіювальні властивості у квазі-однорідному шарі та інш. Топографія більшою мірою важлива при дослідженні шорстких поверхонь в рамках еліпсоїдальної рефлектометрії, коли проникнення оптичного випромінювання в зразок незначне і об'єкту властиве дифузне відбиття. Тоді визначення шорсткості проводиться шляхом порівняння з розподілом відбитого випромінювання від еталону відповідно до [8]. Властивості границі розподілу відіграють істотну роль при дослідженні зразків БС в умовах *in vitro* експерименту, а також при вивченні властивостей діелектричних і лакофарбових покриттів й інших світлорозсіювальних матеріалів. При цьому, для простоти експерименту і оптимізації процесу моделювання поширення оптичного випромінювання в таких матеріалах, на практиці домагаються плоских границь розподілу, а їх властивості враховуються коефіцієнтами Френелівського відбиття. Розсіювальні властивості є визначальними при оптичній біометрії середовищ і, в основному, представляються трьома оптичними параметрами: коефіцієнтами поглинання і розсіяння, а також фактором анізотропії розсіяння [9]. Дані параметри можна отримати вирішивши інверсну задачу оптики світлорозсіяння в БС, ґрунтуючись на експериментально визначених величинах коефіцієнтів дифузного, колімованого, а також повного (як сума дифузного і колімованого) відбиття/пропускання. Причому, як свідчать автори робіт [9, 10], необхідно і достатньо для конкретної математичної інтерпретації визначити тільки три з шести зазначених величин. При використанні фотометрів з ЕР переважно мають справу з реєстрацією повного пропускання, дифузного пропускання та відбиття, а також колімованого пропускання. Деякі типи фотометрів (рис. 2.4, 2.5, 2.6, 2.7 та аналогічні схеми на пропускання та відбиття на рис. 2.8) мають конструкцію, що забезпечує можливість реєстрації, крім зазначених, ще й колімованого відбиття, що підтверджує

той факт, що даний клас фотометрів дозволяє отримати більш ніж необхідну інформацію для визначення оптичних властивостей БС.

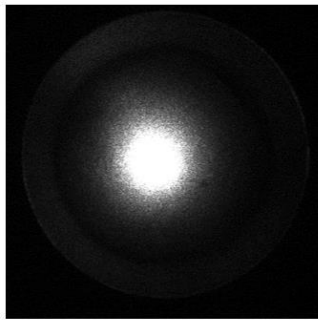
Незважаючи на підвищену інформативність і питому вагу оптичного випромінювання, зареєстрованого фотометром з ЕР, як інтегральний, так і диференційний аналіз зазначених вище компонент просторового розподілу, що спостерігається на фотометричному зображенні, практично утруднений. Це пояснюється використанням принципів приладного (схемо-технічного) відокремлення реєстрації дифузного і колімованого відбиття/пропускання за допомогою застосування відповідних діафрагм [11]. Надалі обґрунтуємо принципи аналізу фотометричних зображень при ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

4.2.1 Схеми зонного аналізу фотометричних зображень

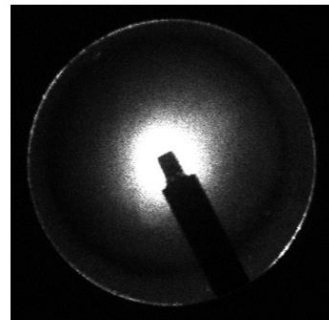
На початку викладення аналітичного базису ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, відзначимо, що варіантами ядра фотометричної головки в розробленому класі фотометрів є ЕР з ортогональним усіченням і усіченням під кутом, що містять один з фокусів еліпсоїда. У якості базової схеми для виготовлення макетів фотометрів (п.4.1) вибрано технічне рішення з ЕР з ортогонально (по відношенню до великої напів-осі еліпсоїда обертання) усіченими фокальними площинами [3], робота яких була експериментально апробована [1-5].

Спектральний діапазон роботи фотометрів з ЕР залежить тільки від параметрів лазерного джерела, чутливості монохромної матриці ПЗЗ камери та відбиваючих властивостей внутрішньої дзеркальної поверхні еліпсоїда обертання. При роботі з деякими технічними зразками (сталевими, чавунними і алюмінієвими поверхнями) при дослідженні шорсткості щоб уникнути засвічення матриці лазерний потік ослаблявся шляхом введення в хід променів поляризаторів Малюса. Цей же прийом використовувався і при дослідженні біологічних зразків малої товщини. Для врахування можливих флуктуацій падаючого потоку (особливо при використанні

лазерних діодів) останній був розділений на два канали, при цьому сигнал з опорного каналу контролювався оптичним ваттметром ОМЗ-98. При дослідженнях використовувалися еліпсоїди обертання, виготовлені методом траєкторного копіювання (п.5.2), з ексцентриситетом 0,66, фокальним параметром $p = 16,875$ мм і коефіцієнтом дзеркального відбиття 0,8. У результаті були зареєстровані просторові розподіли інтенсивності на поверхні досліджуваних зразків, типові приклади яких показані на рис.4.14.м, рис. 4.14.о та рис. 4.16.



а)



б)

Рисунок 4.16 Фотометричні зображення при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для *muscle porcine tissue* товщиною $1,3 \pm 0,01$ мм у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі при використанні лазера ЛГН-208А

На підставі численних експериментальних даних, отриманих при дослідженні розсіяння об'єктами різної природи методами дзеркальних еліпсоїдів обертання [1-5] як у відбитому, так і в пропущеному світлі, доцільно ввести позначення типів фотометричних зображень з радіально симетричним (рис. 4.14.а-н, рис.4.15 та рис.4.16) і направленим (рис. 4.14.о-п) характером розподілу розсіяного випромінювання. При оптичній біометрії середовищ можливе отримання зображень обох типів, першого – властивого для більшості біологічних тканин [1, 3-5] і другого – спостерігається переважно при дослідженні волокнистих тканин (рис.4.17) з поздовжнім розміщенням волокон [12-14].

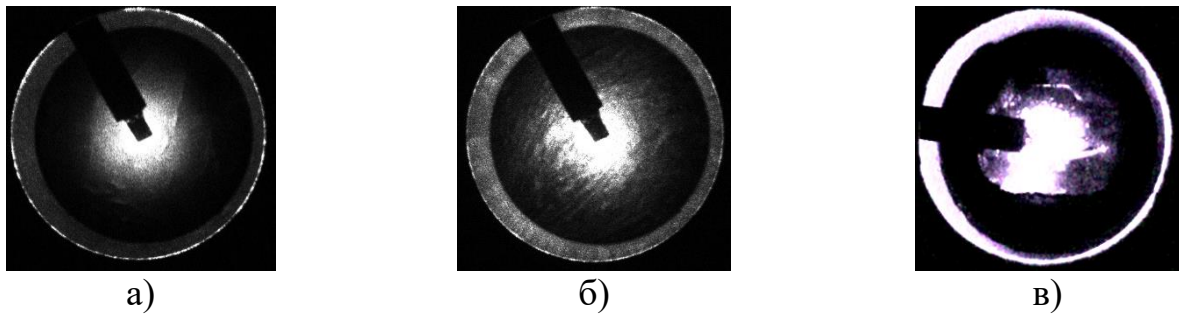


Рисунок 4.17 Фотометричні зображення у відбитому світлі зразків м'язової тканини з повздовжнім розміщенням волокон: заднього окісту свині товщиною $1,4 \pm 0,02$ мм (а) та грудних м'язів курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм (б) на довжині хвилі 632.8 нм, а також грудних м'язів курки товщиною $0,76 \pm 0,02$ мм на довжині хвилі 405 нм (в)

Не зупиняючись на засадах ПЗЗ-фотометрії (відео або апертурної фотометрії) [7, 15] і деяких принципах оптимізації параметрів вимірюваного сигналу [16], що застосовуються для отримання абсолютних і відносних світлових величин в методі дзеркальних еліпсоїдів обертання, обґрунтуємо принципи зонного аналізу отриманих фотометричних зображень. Представлені типи розподілів яскравості з позицій програмного поділу дифузних і колімованих потоків доцільно аналізувати за схемами, наведеними на рис.4.18.

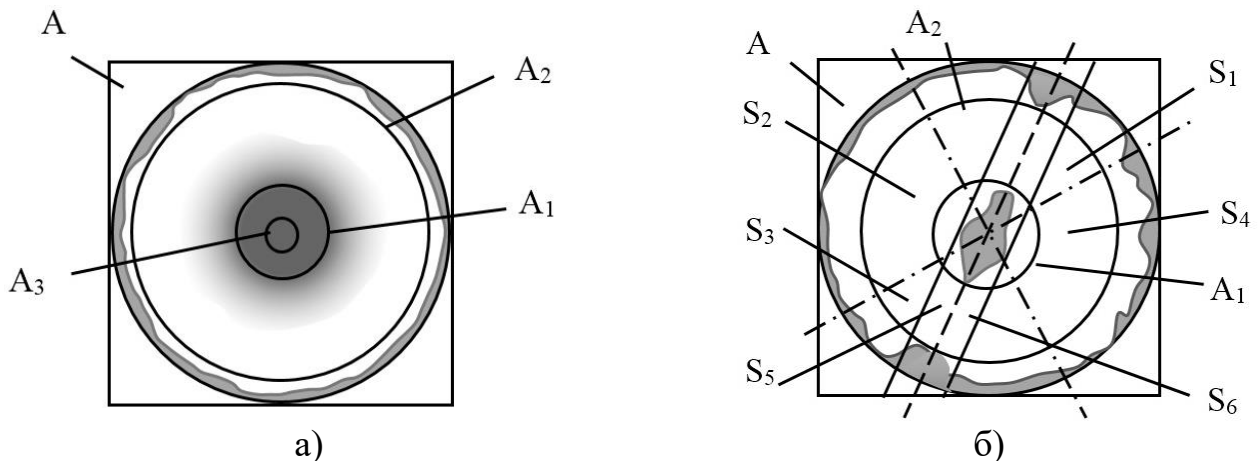


Рисунок 4.18 Схеми обробки фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з радіально-симетричним (а) та направленим (б) характером розподілу яскравості: А – зона інтересу (квадрат); А1, А2 – малий та великий внутрішні кола; А3 – коло колімованого потоку; S1, S2, S3, S4 – сектори; S5, S6 – полоси, паралельні осі направленості розсіяння

Першим етапом при фотометричному аналізі є визначення області інтересу, тобто частини фотометричного зображення, яка містить необхідну інформацію для подальшої обробки. Конфігурація вимірювальної установки та конструкція еліпсоїдальної головки є аксіально симетричною, тому область зображення обмежується робочим отвором ЕР, радіус якого дорівнює фокальному параметру еліпсоїда обертання. При цьому чутлива площадка ПЗЗ камери є прямокутником і програмні засоби реєстрації зображень дозволяють формувати кадри прямокутної форми. Це стало першим фактором, що вплинуло на вибір області інтересу у вигляді квадрата, у який вписано коло діаметром $2p$. Другою особливістю є необхідність врахування шумової компоненти, яка проявилася у вигляді окремих яскравих пікселів (груп пікселів) поза області діаметру робочого отвору еліпсоїда обертання. Причиною їх появи є те, що при переносі на приймальну поверхню ПЗЗ матриці різних за структурою розподілів яскравості з другої фокальної площини еліпсоїда в апертуру об'єктиву камери можуть потрапляти потоки третього порядку малості, дифраговані поверхнею блоку формування падаючого випромінювання (на рис. 4.16.б та рис.4.17 блок видно у вигляді двох затемнених прямокутників) і краями робочого отвору ЕР. Переважно це властиво зображенням, отриманим при еліпсоїдальній рефлектометрії. Процедура виявлення області інтересу зводиться до наступного. Спочатку здійснюємо піксельний по-рядковий аналіз фотометричного зображення і визначаємо межі яскравої області за координатами пікселів. Далі перевіряємо умову відповідності цільової функції форми, у якості якої виступає співвідношення сторін квадрата, в який вписана яскрава область. Якщо значення цільової функції не відповідає встановленим межам, необхідно знизити поріг чутливості, у якості якого обрано величину відношення яскравості поточного і максимально яскравого пікселів, і повторити по-рядковий аналіз. Маніпулювання цільовою функцією форми і порогом чутливості дозволяє успішно визначати область інтересу для більшості зображень. При цьому не виключені варіанти неможливості її визначення, що пов'язано з досягненням порогом чутливості обумовленого мінімуму.

Визначена на попередньому етапі область інтересу використовується при підрахунку рівня яскравості окремих зон зображення. Усі фотометричні зображення мають загальний поділ на кругові зони (рис. 4.18): внутрішні мале та велике кола площею $A1$ і $A2$ відповідно, внутрішнє кільце площею $(A1-A3)$, середнє кільце площею $(A2-A1)$ і зовнішнє кільце площею $(\pi r^2 - A2)$, обмежене великим внутрішнім колом та колом, вписаним в область інтересу. Радіуси кіл з урахуванням порогу чутливості вибираємо таким чином, щоб мале коло і зовнішнє кільце мали найбільшу яскравість при найменшій площі. Для визначення яскравості у зображенні, яке відповідає колімованому потоку, необхідно в межах кола $A1$ вибрати коло $A3$, радіус якого дорівнює радіусу падаючого лазерного пучка.

У разі направленої характеру розсіяння (рис. 4.18.б) область інтересу доцільно розбити на квадрати малого розміру, кількість яких задається параметром сегментації. Для кожного такого квадрату розраховуємо сумарну яскравість пікселів, які йому належать, і обираємо три «найяскравіших» квадрати. Умовою дзеркальної симетрії (направленості) є можливість з'єднання обраних квадратів прямою. Це досить просте рішення виявилось цілком надійним при розпізнаванні направлених фотометричних зображень і швидким з позицій реалізації програмного коду. При практичній реалізації прийнятними параметрами сегментації був діапазон чисел 6-8, що дозволяло формувати 36-64 квадратні зони в межах області інтересу. Коли дзеркальна симетрія виявлена, будуємо вісь дзеркальної симетрії і розбиваємо зображення на чотири сектори $S1, S2, S3, S4$ рівної площі, два з яких ($S1$ і $S3$) «співпадають» з направленістю розсіяння. Додатково будуємо смуги $S5$ і $S6$, паралельні осі дзеркальної симетрії і формуємо загальну смугу з максимумом яскравості при мінімальній ширині. Роль порогу чутливості у цьому випадку відіграє параметр, що задає мінімальну різницю кількості яскравих точок на кожній, зміщеній від осі симетрії, межі смуги $S5$ і $S6$ в порівнянні з попередньою.

Окреслені особливості лягли в основу побудови алгоритмів роботи спеціалізованого програмного забезпечення, призначеного для індивідуальної і

пакетної обробки й аналізу зображень при ПЗЗ фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

На рис. 4.19 показаний інтерфейс програмного забезпечення авторської розробки «Parse Image» для обробки фотометричних зображень з радіально-симетричним та направленим профілем розсіюння при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, у роботу якого покладені принципи, описані вище.

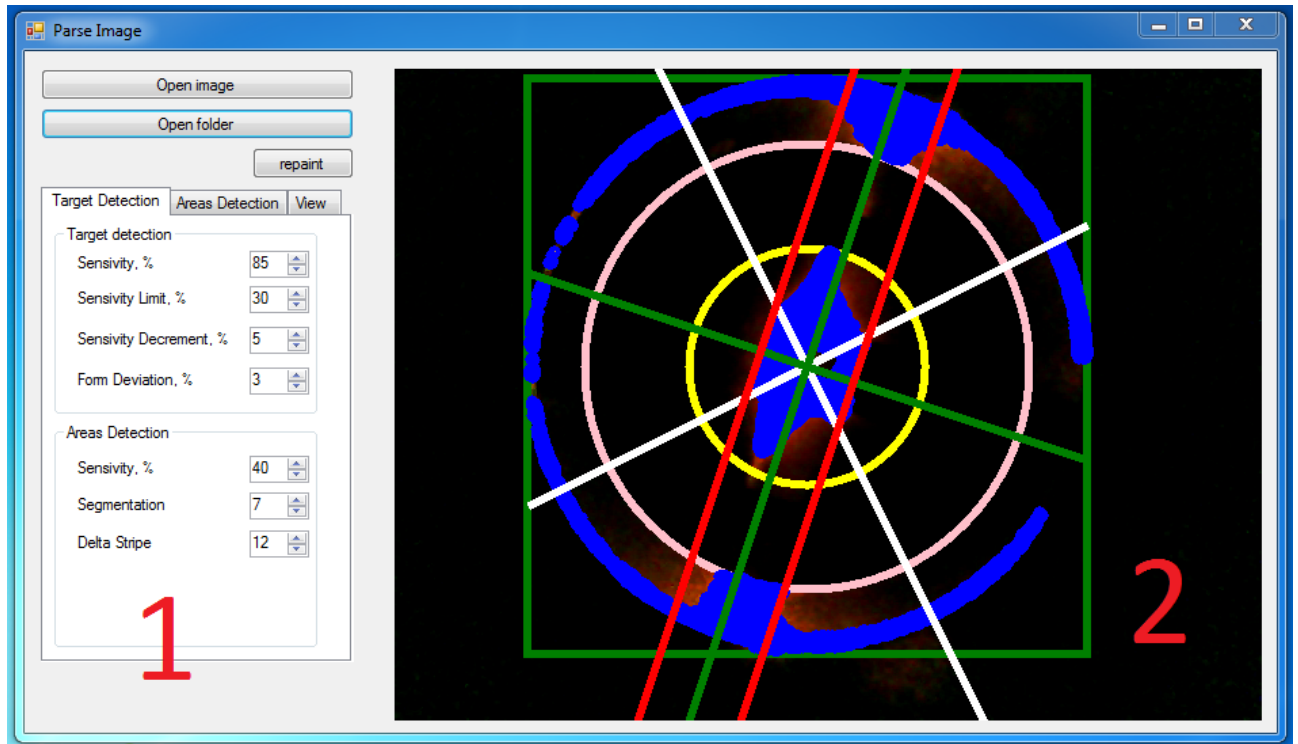


Рисунок 4.19 Інтерфейс програмного забезпечення «Parse Image»: 1 – область інструментів; 2 – область відображення результатів

Область інструментів 1 містить органи керування роботою програмного забезпечення, кнопки завантаження файлів, поля завдання робочих коефіцієнтів. Область відображення 2 містить завантажене з файлу зображення з нанесеною на нього графікою для візуалізації процесу розпізнавання його зон.

4.2.2 Взаємозв'язок фотометричних зображень з оптичними властивостями біологічних середовищ

Зауважимо, що при еліпсоїдальній ПЗЗ фотометрії технічних зразків достатньо користуватися схемами зонного аналізу (рис.4.18) для порівняння отриманого просторового розподілу з еталонним для досліджуваного матеріалу. Тому наступний механізм технічного фотометричного аналізу зводиться до отримання широкої номенклатури фотометричних зображень для об'єктів з різною шорсткістю (еліпсоїдальна рефлектометрія) і різним ступенем оптичної мутності (фотометрія на пропускання, а також на пропускання та відбиття).

У разі фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами, коли діапазон зміни оптичних властивостей одних і тих же біологічних рідин і тканин досить широкий, можуть спостерігатися просторові розподіли яскравості, однозначне трактування яких є сумнівним. Тому для визначення особливостей впливу оптичних властивостей БС на розподіл яскравості в фотометричних зображеннях, отриманих при фотометрії на пропускання та відбиття, було проведено модельний і реальний експеримент на зразках *porcine* та *chicken muscle tissue* різної товщини.

Спосіб приготування експериментальних зразків з поперечним напрямком розташування волокон *porcine muscle tissue* аналогічний [12]. Коефіцієнт поглинання, коефіцієнт пропускання, а також фактор анізотропії розсіювання при цьому складають $\mu_a = 1.68 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 54.4 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.97$ відповідно, і добре узгоджуються з результатами інших досліджень [11, 17]. Чисельний експеримент був здійснений за допомогою розробленого методу Монте-Карло симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «БС + ЕР» при гаусовому профілі падаючого пучка діаметром 1,4 мм, що еквівалентно діаметру реального джерела. Результати були усереднені за підсумками 10 запусків 20 млн фотонів для кожної товщини зразка БС. Оскільки в реальному експерименті зразок тканини розміщувався на предметному склі товщиною 1.8 мм, при моделюванні враховувався цей шар скла з показником заломлення 1,52. У результаті були отримані просторові розподіли у верхній фокальній площині

верхнього еліпсоїда і в нижній фокальній площині нижнього еліпсоїда (рис. 2.10), що відповідають зареєстрованим фотометричним зображенням на відбиття та пропускання.

З урахуванням того, що колімоване пропускання є біометрично значущим при визначенні альbedo на зразках малої товщини, коли число актів розсіяння становить 1-2, діапазон модельованих товщин при даному фотометричному аналізі починався від 5 мкм і досягав 20 мм, що відповідає пороговому коефіцієнту повного пропускання зразка БС на рівні 0,1%.

Залежність коефіцієнтів повного пропускання, поглинання і дифузного відбиття зразків м'язової тканини свині (рис. 4.20) різної товщини є типовою для оптики біологічних середовищ [9-11] і підтверджує правильність програмної реалізації методу Монте-Карло в застосуванні фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

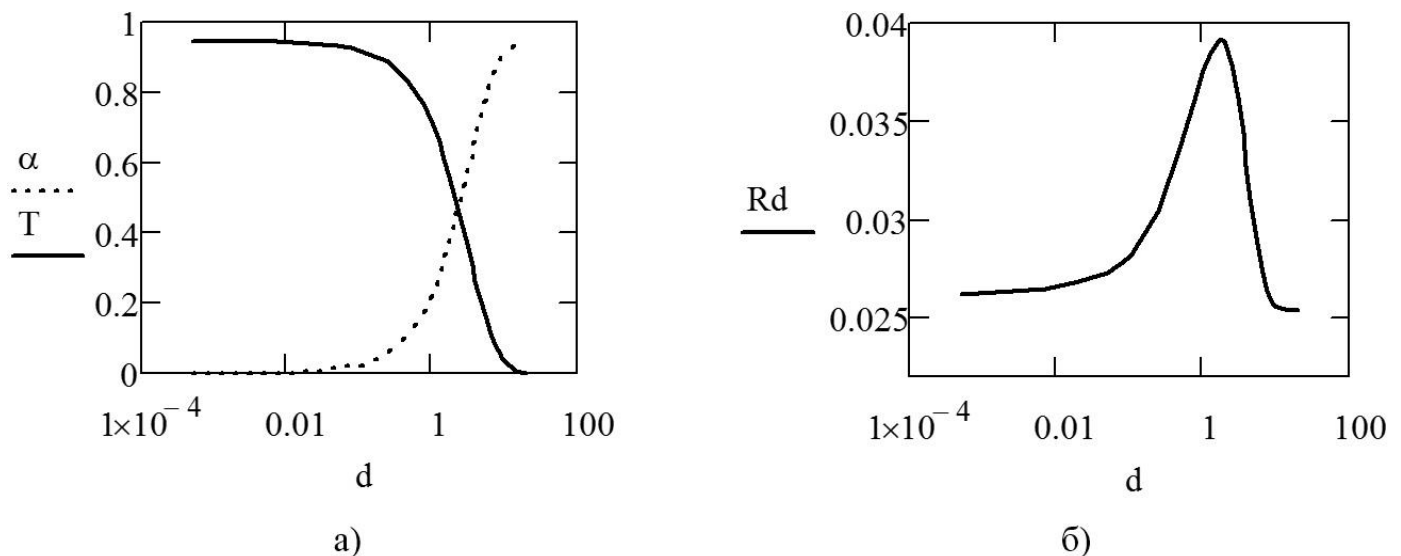


Рисунок 4.20 Оптичні коефіцієнти для м'язової тканини свині: повного пропускання T та поглинання α (а), а також дифузного відбиття R_d (б) в залежності від товщини зразка d , см

На рис. 4.21 показана залежність зміни освітленості середнього E_{mt} (E_{mr}) і зовнішнього E_{et} (E_{er}) кільця фотометричних зображень в пропущеному (відбитому) світлі від товщини досліджуваного зразка при порозі чутливості 0,95. Відносне

відхилення освітленості в колі A_1 для кожної модельної товщини не перевищувало $\pm 0,63\%$ і надалі було враховано при коригуванні освітленості в середньому кільці. При визначенні рівня освітленості зовнішнього кільця спостерігалось сталість його площі ($\pi r^2 - A_2$) як у випадку модельних зображень на відбиття, так і зображень на пропускання; тому надалі розглядалась його освітленість (розподілена по кільцю яскравість). При аналізі розподілу яскравості по краю зображень реального експерименту зберігалась пропорція у визначенні відповідних площ.

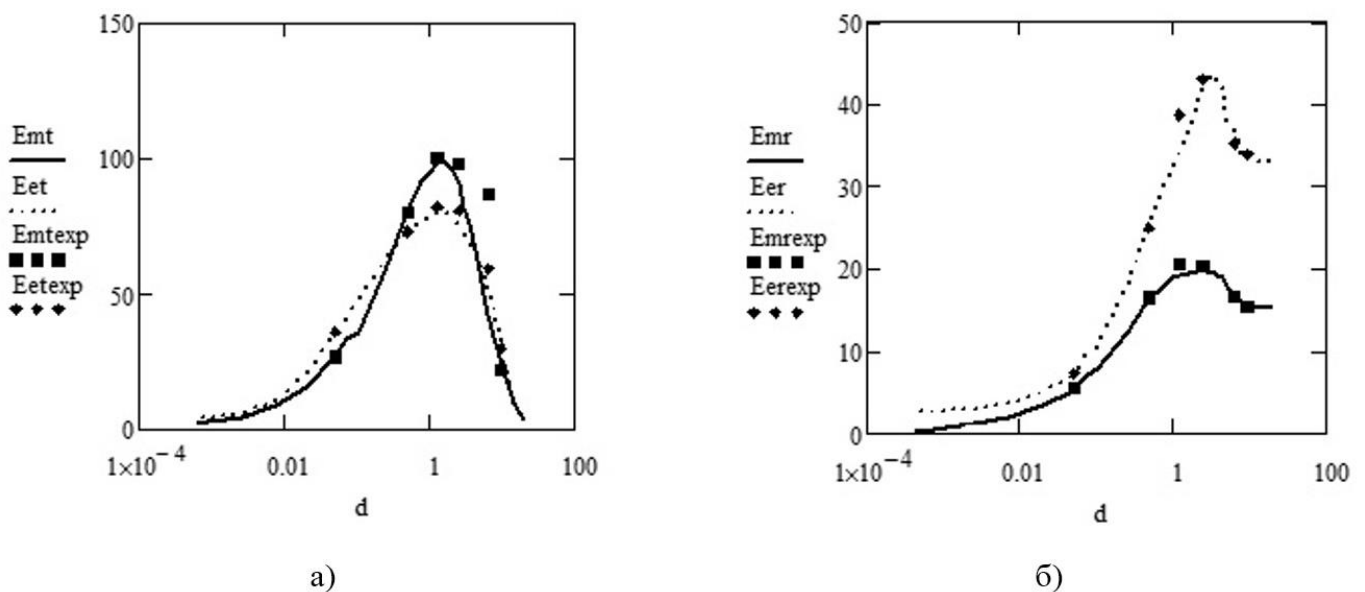


Рисунок 4.21 Освітленість середнього та зовнішнього кільця м'язової тканини окісту свині: в пропущеному (а) та відбитому (б) світлі
в залежності від товщини зразка d , см

На рис. 4.21 також позначені відповідні величини освітленості середнього E_{mtexp} (E_{mrexp}) і зовнішнього E_{etexp} (E_{erexp}) кільця для зразків реального експерименту. І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 4.21.а) і на відбиття (рис. 4.21.б) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця фотометричних зображень спадає до нуля у разі повного пропускання, і виходить на сталий рівень у разі дифузного відбиття. Порівнюючи рис.4.20 та рис.4.21 можна помітити повну кореляцію отриманих розподілів у фотометричних зображеннях з характером наростання коефіцієнта поглинання і спадання коефіцієнта пропускання, а також з видом зміни коефіцієнту

дифузного відбиття. Ця закономірність простежується також в розмірах плями розсіяння, вписаної в колі A1, і дозволяє виділити діапазон товщини БС з найбільш «яскравим» розподілом у фотометричних зображеннях і на пропускання, і на відбиття, який для м'язової тканини свині з позначеними вище оптичними властивостями перебуває в межах 0,75-2,5 мм. Дослідження зразків таких товщин з точки зору приготування зрізів досить простий і не вимагає специфічного інструментарію для їх отримання. У той же час, для зразків інших біологічних тканин зі своїм набором оптичних параметрів, практичний інтерес до вивчення яких високий в рамках оптичної біопсії, може бути отриманий набір характеристичних залежностей освітленості середнього і зовнішнього кільця шляхом чисельного експерименту методом прямого Монте-Карло і визначено діапазон оптимальних товщини фотометрії в рамках методів дзеркальних еліпсоїдів обертання.

При модельному та реальному експериментах при дослідженні *chicken muscle tissue* були отримані набори фотометричних зображень, приклади яких показані на рис. 4.22.

Коефіцієнт поглинання, коефіцієнт розсіяння, а також фактор анізотропії розсіяння при цьому складають $\mu_a = 0.9 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 229.9 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.965$ відповідно для довжини хвилі 632.8 нм. Параметри запуску аналогічні попередньому експерименту на м'язових тканинах свині. При цьому пороговою вважалася товщина зразка в 1.75 см, що відповідає коефіцієнту повного пропускання 0,018%.

Графіки залежності оптичних коефіцієнтів та освітленості різних зон фотометричного зображення (рис. 4.23) від товщини зразка були отримані для *chicken muscle tissue* аналогічно як і для *porcine muscle tissue*.

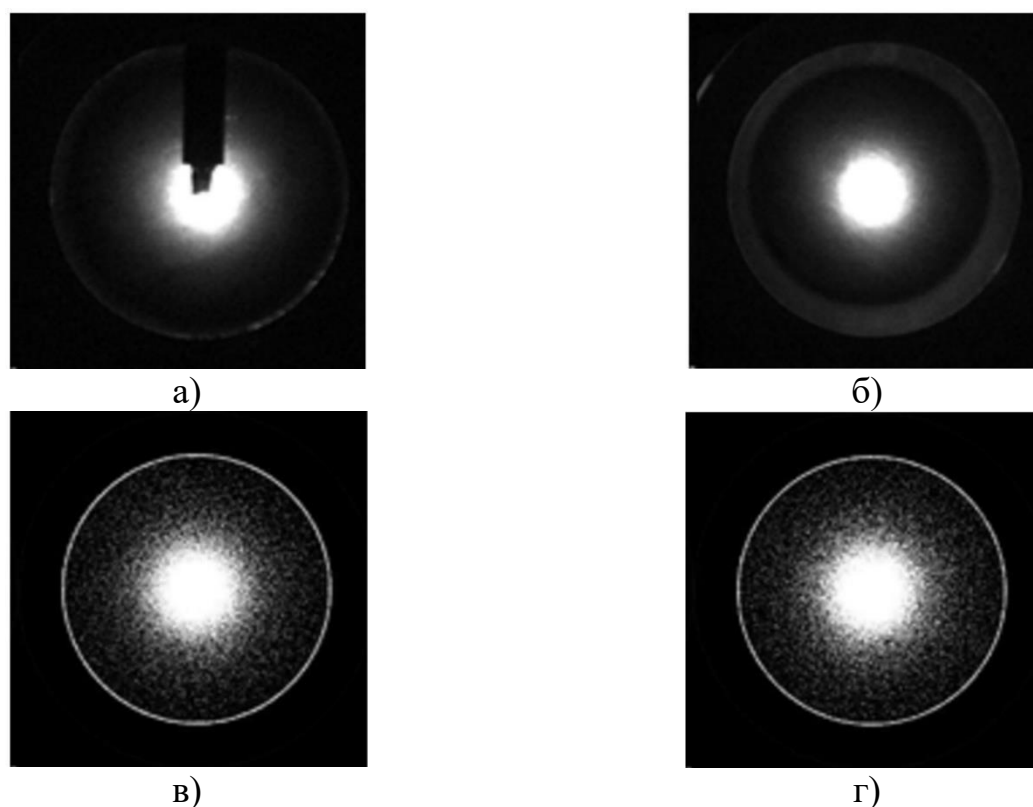


Рисунок 4.22 Фотометричні зображення розсіяного світла, отримані за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для зразка м'язової тканини курки товщиною $1,6 \pm 0,02$ мм у реальному експерименті та товщиною 1,6 мм при симуляції для відбитого (а) і (б) та пропущеного (в) і (г) світла відповідно

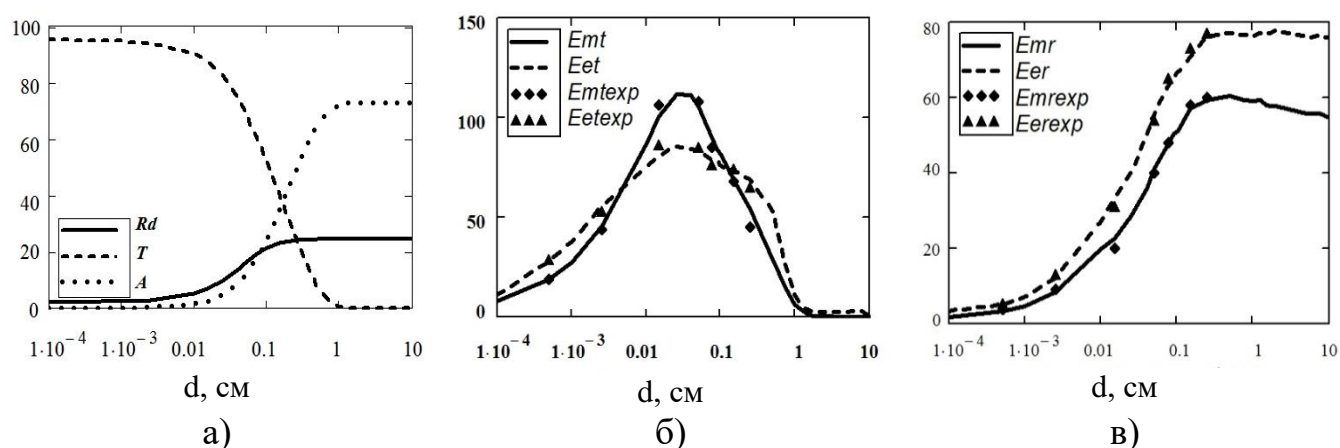


Рисунок 4.23 Залежність оптичних коефіцієнтів для м'язової тканини курки (а) та освітленості середнього та зовнішнього кільця реального та модельного експериментів у пропущеному (б) та відбитому (в) світлі від товщини зразка d , см [38]

І модельний, і реальний експерименти на пропускання (рис. 4.23.б) мають характерні максимуми, після яких освітленість середнього і зовнішнього кільця в фотометричних зображеннях спадає до нуля. Порівнюючи рис. 4.23.а та рис. 4.23.б можна помітити кореляцію отриманих розподілів в фотометричних зображеннях з характером наростання коефіцієнта поглинання A і спадання коефіцієнта повного пропускання T , причому більшу для освітленості зовнішнього кільця. Порівняємо отримані результати для м'язової тканини курки з подібними результатами для м'язової тканини свині (рис. 4.20 та рис. 4.21), для яких окрім незначних відмінностей в показнику заломлення, факторі анізотропії розсіяння і коефіцієнті поглинання, співвідношення між коефіцієнтами розсіяння складає більш як 4 до 1. Така відмінність призводить до істотного розширення (практично на два порядки) інтервалів наростання і спадання функції освітленості зовнішнього і середнього кільця для пропущеного світла. Для товщини 0,001 - 0,05 см наростання освітленості середнього і зовнішнього кільця визначається характером наростання коефіцієнтів поглинання A і дифузного відбиття R_d . При цьому в інтервалі 0,05 - 0,1 см вплив коефіцієнту повного пропускання T на освітленість зовнішнього кільця менш сильний, ніж на освітленість середнього кільця. В інтервалі товщин 0,1 - 1 см на освітленість середнього кільця продовжує впливати коефіцієнт T , а освітленість зовнішнього кільця, особливо в інтервалі 0,1 - 0,75 см, спадає незначно, перебуваючи під впливом коефіцієнта R_d .

У свою чергу, в експериментах на відбиття (рис. 4.23.в) освітленість відповідних зон виходить на сталий рівень при досягненні товщини приблизно 1 см. При цьому спостерігається незначний екстремум на товщині 0,25 см, що добре узгоджено з результатами для м'язової тканини свині (рис.4.21.б) і відповідає точці перетину коефіцієнтів T і A (рис.4.23.а). При практично однаковому інтервалі (не більше трьох порядків) наростання функцій освітленості середнього і зовнішнього кільця дифузно відбитого світла для зразків м'язової тканини свині (рис. 4.21) і курки (рис. 4.23) різної товщини, абсолютні величини освітленості фотометричних зображень для зразків останньої майже в два рази перевищують аналогічні величини

для м'язової тканини свині. Це свідчить про більший внесок коефіцієнту розсіяння в освітленість середнього і зовнішнього кільця фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, створеної на виході з зразка БС в напрямку зворотного розсіяння. При цьому функція розподілу освітленості від товщини зразка БС цілком корелюється з характером зміни коефіцієнту Rd .

Як видно з рис. 4.21, рис. 4.23.а та рис. 4.23.б, результати чисельного та реального експериментів досить добре узгоджені. А їх неповна відповідність може бути пояснена неточністю визначення товщини реальних БС, внаслідок деякого відхилення від площинності верхньої, непокритої склом, поверхні зразка. З іншого боку, використання покривного скла, як показала практика, призводить до появи інтерференційної картини і вимагає або вирівнювання товщини шарів, що призводить до постійного стискання зразка БС і, як наслідок, невірності визначення оптичних коефіцієнтів, або використання більш складної методики обробки отриманих зображень.

Видиму дискретність модельних кривих скоріш за все пов'язана з досить великим кроком при визначенні радіусів внутрішніх кіл при обраному порозі чутливості. Очевидно, що отримані результати свідчать про необхідність оптимізації процесу вибору відповідних зон фотометрії, яка дозволить не тільки «згладити» характеристичну залежність, а й згодом підвищить точність аналізу зображень.

4.3 Еліпсоїдальна рефлектометрія та потокові моделі Кубелки-Мунка

Технічні та технологічні засади вимірювання, що реалізовані в численних спектроскопічних методах дослідження прозорих середовищ, неприйнятні в застосуванні оптично мутних середовищ, якими в більшості випадків є біологічні тканини, рідини та субстрати. Це обумовлене по-перше, складністю математичного опису процесів поширення світла в мутному середовищі (так в спектроскопії прозорих середовищ використовують три значущі параметри – коефіцієнт поглинання, показник заломлення та товщина шару, у той час як світлорозсіювальний

шар характеризується додатково коефіцієнтом розсіювання та кутовим розподілом розсіяного світла), а по-друге, відсутністю простих, надійних і загальноприйнятих експериментальних методик. Теорія переносу випромінювання (ТПВ), що найбільш широко використовується при описі поширення світла в біологічних середовищах, в прикладному застосуванні ґрунтується на вирішенні основного рівняння ТПВ чисельними методами [18], зокрема поточковими моделями. Для отримання прийняттого, стабільного математичного наближення вимірних фотометричних величин та розрахованих оптичних параметрів БС використовують різноманітні поточкові моделі. Двох-поточкова модель [19] зіставляє світлові потоки у відповідності до методу дискретних ординат з двома дифузними компонентами, напрямком яких співвісний з напрямком падаючого пучка. Трьох-поточкова модель включає два дифузних потоки в прямому та зворотному напрямку, а також колімований потік в прямому напрямку. Чотирьох-поточкова модель [18] розглядає два колімованих та два дифузних потоки в прямому та зворотному напрямках. Семи-поточкова модель [20] складається із шести дифузних потоків у трьох вимірному просторі і колімованого потоку, вона є найпростішим просторовим представленням розсіяного випромінювання і падаючого лазерного пучка в напів-нескінченному середовищі. До переваг поточкових моделей відносять простоту і можливість швидкого розрахунку оптичних параметрів біологічного середовища, а відтак і дозу опромінення при терапевтичному застосуванні. Таким чином, з огляду на «поточковість» обраної моделі, технічні засоби повинні забезпечити точну реєстрацію відповідних світлових потоків [21].

Надалі з'ясуємо можливість, а також доцільність застосування фотометрії дзеркальними еліпсоїдами обертання при вирішенні основного рівняння ТПВ різними чисельними методами для визначення оптичних властивостей БС. Порівняння результатів використання різних математичних методів дозволить розробити критерії точності та достовірності оптичної біометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Апробації фотометрів з ЕР в рамках поточкових моделей присвячено даний пункт.

З огляду на принципи функціонування запропонованого фотометру, а також конструктивні особливості використаних еліпсоїдальних рефлекторів при проведенні вимірювань у відбитому світлі (рис.4.3.б), найбільш прийнятною для математичної інтерпретації отриманих світлових величин є чотирьох-потоків модель поширення оптичного випромінювання в БС.

Застосування дифузного або колімованого потоку пояснює принципові відмінності використання конкретної поточної моделі. Більшість вимірювальних засобів, що поєднані функціональними та математичними принципами аналізу поточкових параметрів, використовують дифузне освітлення. У той же час, запропонована фотометрична система розроблена для роботи з колімованим світлом, тому авторами запропонований процедурний алгоритм визначення оптичних властивостей БС для чотирьох-поточної моделі поширення оптичного випромінювання в рамках методу еліпсоїдальних рефлекторів у відбитому світлі для направленої освітлення (рис. 4.24) [21].

Розглянемо особливості реалізації запропонованого алгоритму в контексті проведення реального експерименту.

В експериментальній установці (рис. 4.1) використаний He-Ne лазеру ЛГН-208А номінальною потужністю 2 мВт на довжині хвилі 632,8 мкм, еліпсоїдальний рефлектор з фокальним параметром 16,875 мм та ексцентриситетом 0,66, узгоджувальна оптична система на базі стереоскопічного мікроскопу МБС-10 та TV-А адаптера, а також монохромна ПЗЗ камери DMK-21Au04.AS.



Рисунок 4.24 Блок-схема алгоритму визначення оптичних властивостей БС для чотирьох-потокової моделі [21]

Для дослідження оптичних властивостей БС в якості зразків були використані умовно світло-поглинальне (свиняча печінка особини чоловічого роду, віком 8 місяців, взята через 12 годин після забиття; зразок був заморожений протягом 5 годин при температурі -18°C , від якого взято п'ять зрізів товщиною $3,4 \pm 0,02\text{мм}$; відмороження зрізів відбувалось при кімнатній температурі протягом 30 хвилин) та умовно світлорозсіювальне (стегнові м'язи курки-бройлера особини жіночого роду віком 43 дні, взяті через 12 годин після забиття, охолоджені при температурі 5°C ; було відділено п'ять зразків товщиною $4,9 \pm 0,03\text{мм}$) середовища для червоної довжини хвилі зондуючого випромінювання. Зразки були отримані у комерційних м'ясників [21].

Для визначення оптичних властивостей при колімованому освітленні необхідно аби коефіцієнти поглинання K та розсіяння S при дифузному освітленні були розраховані попередньо [22]. Зазначений етап можна реалізувати двома способами. Перший – прямий – полягає в обчисленні коефіцієнтів K та S за результатами вимірювань оптичних потоків в рамках чотирьох-поточної моделі при дифузному освітленні. Але, з огляду на конструктивні особливості еліпсоїдальної фотометричної системи, це здійснити не можливо. Тому, можна скористатись непрямим способом, і розрахувати K та S за відомими оптичними параметрами поглинання μ_{adif} , розсіювання μ_{sdif} та фактору анізотропії розсіювання g БС при дифузному освітленні, отриманими іншими авторами [17]:

$$K = 2\mu_{adif}, \quad (4.1)$$

$$S = \frac{3}{4}\mu_{sdif}(1-g) - \frac{1}{4}\mu_{adif}. \quad (4.2)$$

При цьому треба зважити на товщину досліджуваного зразка БС, що вносить суттєвий вклад в значення фактору анізотропії розсіювання g і визначається шляхом додаткових вимірювань, аналогічних гоніофотометричним [12-14,23]. З іншого боку,

при біометричних дослідженнях товщина шару БС для забезпечення максимальної оптичної однорідності складає від декількох сотень мікрометрів до декількох міліметрів, і тому значна частина падаючого випромінювання може пройти крізь зразок. Тому, використання технічного засобу, що забезпечує вимірювання у відбитому світлі, доцільне лише при використанні світлорозсіювальних та світлопоглинальних підкладок з відомими відбиваючими властивостями. Це пояснює застосування математичного апарату чотирьох-поточної моделі на відбиття від підкладки [21, 22] (рис. 4.25).

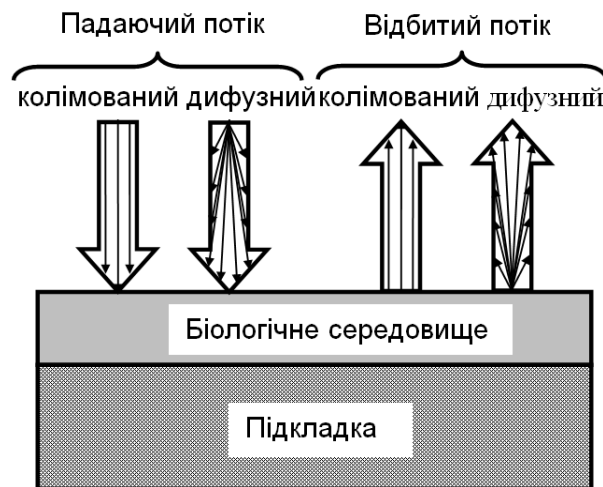


Рисунок 4.25 Зображення чотирьох-поточної моделі на відбиття від підкладки [21]

Окрім інших, значущими величинами, що будуть використані при обчисленні поточкових параметрів для направленою освітлення, є: R_{∞} – коефіцієнт відбиття шару біологічного середовища «нескінченної товщини» (поняття нескінченної товщини характеризує таку товщину БС, при якій частка пропущеного світла прямує до 0); R_B – коефіцієнт відбиття шару БС, що розміщений на чорній (світло поглинальній) підкладці; R_W – коефіцієнт відбиття шару БС, що розміщений на білій підкладці з коефіцієнтом відбиття R_{0W} [21].

У якості білої підкладки було обрано картон з нефлуоресцентного білого матеріалу щільністю 225-350 г/м з плоскою матовою поверхнею. Чорна підкладка представляє собою чорний оксамит (100% поліестр) з коефіцієнтом відбиття не більше 1%. У відповідності до [24] товщина підкладок забезпечувала відсутність

помітної частки пропущеного світла, що досягалось багат шаровістю зазначених матеріалів [21].

Отримані в ході експерименту значення R_∞ , R_B , R_W та R_{0W} у відповідності з методикою, запропонованою в [22], та з урахуванням того, що R_{0Wdif} – коефіцієнт відбиття білої підкладки при дифузному освітлені, для визначення коефіцієнту пропускання зразка підставляємо в наступний вираз [21]:

$$T = \frac{q_1 [R_W - R_B + q_2 q_3 (R_\infty - R_W)] - q_3 (R_\infty - R_B)}{\tau (q_1 R_{0W} - q_3 R_\infty)}, \quad (4.3)$$

де q_1 , q_2 , q_3 та τ допоміжні величини, що визначаються як:

$$\tau = \frac{b}{A}, \quad (4.4)$$

$$q_1 = a - b, \quad (4.5)$$

$$q_2 = \frac{\sinh(x)}{A}, \quad (4.6)$$

$$q_3 = R_{0Wdif}. \quad (4.7)$$

Значення невідомих змінних a , b , x та A , що входять до складу (4.4) - (4.7), можна отримати з наступних співвідношень:

$$a = 1 + \frac{K}{S},$$

$$b = \sqrt{a^2 - 1},$$

$$x = b S d,$$

$$A = a \sinh(x) + b \cosh(x).$$

Тоді коефіцієнти розсіювання вперед s^+ і назад s^- при колімованому освітленні відповідно:

$$s^+ = p(\mu - aS) + qS, \quad (4.8)$$

$$s^- = pS - q(\mu + aS), \quad (4.9)$$

де p і q допоміжні змінні:

$$p = \frac{R_\infty(1 - \tau T) - R_B}{q_1(1 - \tau T) - q_2},$$

$$q = q_1 p - R_\infty,$$

а величину μ можна отримати з закону Бугера-Бера, і з урахуванням (4.3) та френелівських втрат R_Φ :

$$\mu = -\frac{1}{d} \ln \frac{T}{1 - R_\Phi}. \quad (4.10)$$

Скориставшись виразами (4.8) - (4.10), отримуємо коефіцієнт поглинання шару БС для колімованого освітлення:

$$k' = \mu - (s^+ + s^-). \quad (4.11)$$

Коефіцієнт поглинання (4.11), а також коефіцієнти розсіювання вперед (4.8) і назад (4.9) при колімованому освітленні в рамках чотирьох потокової моделі обчислюються для одержання сталого наближення оптичних параметрів і для отримання оптичних коефіцієнтів μ_a , μ_s , які згідно з [22] визначаються як:

$$\mu_a = k', \quad (4.12)$$

$$\mu_s = s^+ + s^-. \quad (4.13)$$

При дослідженнях як з кожного зразка біологічного середовища, так і з кожної використаної підкладки, записувалась серія з 10 знімків у форматі «*.fit», фотометричні значення з яких були усереднені. На рис. 4.26 наведено по одному зі знімків кожної серії для окремого середовища.

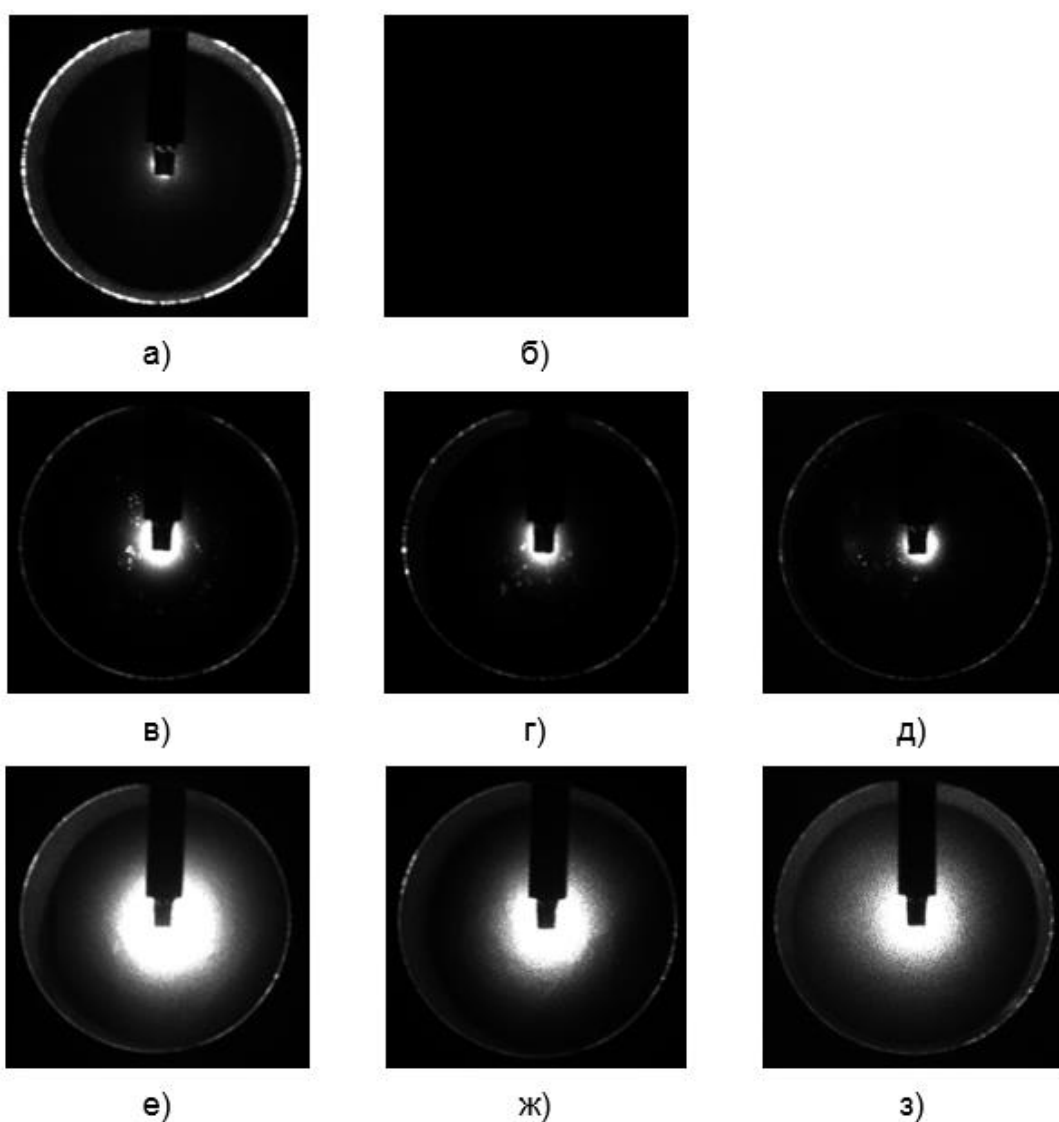


Рисунок 4.26 Фотометричні зображення плями розсіювання на: білій (а) та чорній (б) підкладках; печінці свині (в, г, д) та м'язах курки (е, ж, з) на білій, чорній підкладці та як БС нескінченної товщини, відповідно [21]

Визначивши попередньо коефіцієнт пропускання оптичного тракту еліпсоїдальної фотометричної системи, були розраховані коефіцієнти R_{∞} , R_B , R_W для двох зразків біологічного середовища, а також коефіцієнт R_{0W} для білої підкладки.

На підставі отриманих експериментальних даних та за допомогою математичного апарату (4.1) – (4.13) були обчислені коефіцієнти поглинання та розсіювання печінки свині та м'язів курки при колімованому освітленні, що наведені у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 Оптичні властивості досліджуваних БС

λ , нм	Тканина	Тварина	μ_a , см-1	μ_s , см-1	Метод
632,8	Печінка	Свиня	$6,21 \pm 0,52$	$68,95 \pm 4,18$	4-х потокова модель для фотометричної системи з ЕР
600			6,56	75,96	Інверсний метод Монте-Карло [11] для методу інтегруючих сфер
632,8	М'язи	Курка	$0,83 \pm 0,22$	$7,63 \pm 0,7$	4-х потокова модель для фотометричної системи з ЕР
633			0,17	4,1	Наближення Помранінг-Еддінгтона [25]

Аналіз отриманих результатів показує адекватність використаного математичного апарату чотирьох-потокової моделі в контексті функціонування еліпсоїдальної біометричної системи, що працює у відбитому світлі, для світло поглинаючих середовищ, яким є печінка свині. Для даного середовища відхилення від результатів авторів [11] складає близько 5-11%, що є прийнятним, з огляду на різні математичні апарати та технічні вимірювальні засоби, що були використанні при обох дослідженнях [21].

До того ж, така відмінність є допустимою при визначенні оптичних параметрів біологічних тканин, оскільки суттєвими є відмінності і в способі приготування зразків, і в індивідуальних анатомо-фізіологічних показниках досліджуваних особин. У той же час, менш прийнятними виявились результати досліджень для світло розсіювального середовища, яким є м'язова тканина курки. Так, порівнявши оптичні

параметри, отримані в рамках даного дослідження з оптичними параметрами, отриманими в [26], видно, що вони відрізняються в середньому на 70-90%. Це підтверджує обмеженість застосування потокових моделей для дослідження світлорозсіювальних біологічних середовищ та свідчить про необхідність врахування уточнених значень оптичних параметрів для реальної геометрії досліджуваного зразка [21].

5.4 Інверсний метод Монте-Карло для фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

З урахуванням того, що при вирішенні прямої задачі теорії переносу випромінювання у фотометричній системі «БС + ЕР» був використаний метод Монте-Карло (Розділ 3), абсолютно природнім для вирішення оберненої задачі скористатись інверсним методом Монте-Карло (ІМК). Розробка ІМК хоча й ведеться для багаточарових БС, і в окремих джерелах згадується про таку можливість застосування, проте доступного алгоритму в доступних автору роботах знайдено не було. Тому для простоти реалізації інформаційно-вимірювальної системи з огляду на її конструктивну та програмну складність, у даному дослідженні була розроблена теорія ІМК для методу еліпсоїдальних рефлекторів для однорідного одношарового середовища товщиною d (рис.2.10).

Запропонований метод ІМК, як і подібні методи [27, 28], полягає у послідовному перегляді гіпотез про відповідність певних значень оптичних параметрів досліджуваного БС, що отримуються при вирішенні прямої задачі ТПВ методом МК. Ітераційна процедура повторюється до моменту, поки не будуть підібрані такі значення оптичних параметрів, при яких, у результаті розв'язання прямої задачі ТПВ, відгук досліджуваного мутного БС буде максимально наближений до експериментальних даних, отриманих при вимірюванні певного набору коефіцієнтів відбиття і пропускання.

Експериментально визначені коефіцієнти дифузного відбиття $R_{d(\text{exp})}$, повного пропускання $T_{t(\text{exp})}$ і колімованого $T_{c(\text{exp})}$ пропускання є вихідними даними для визначення оптичних властивостей БС [9]. А завдання їх розрахунку може бути сформульована як задача оптимізації, яка складається в мінімізації деякої цільової функції (критерію оптимізації) шляхом підбору відповідних значень μ_a, μ_s, g .

При вимірюванні коефіцієнта колімованого пропускання до уваги беруться лише ті фотони, що не були розсіяні або розсіялись один-два рази і суттєво не відхилились від початкової траєкторії. У цьому випадку, виходячи з [29], коефіцієнт екстинкції визначається:

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a = - \frac{\ln \left(\frac{T_{c(\text{exp})}}{1 - \frac{(n-1)^2}{(n+1)^2}} \right)}{z}. \quad (4.14)$$

Узявши до уваги, що альбеда визначається, як:

$$\Lambda = \frac{\mu_s}{\mu_s + \mu_a}, \quad (4.15)$$

тоді зворотне завдання ТПВ зведеться до задачі двомірної оптимізації, у даній роботі реалізованої за методом по-координатного спуску [30, 31] і полягає в пошуку оптимальних значень альбеда і фактору анізотропії розсіювання. У якості цільової функції доцільно використовувати суму відносних похибок визначення коефіцієнтів дифузного відбиття і повного пропускання, які отримуються при вирішенні прямої задачі ТПВ на кожній ітерації алгоритму:

$$f_j = \frac{|R_{dj} - R_{d(\text{exp})}|}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{|T_{tj} - T_{t(\text{exp})}|}{T_{t(\text{exp})}}, \quad (4.16)$$

де R_{dj}, T_{tj} , - коефіцієнти дифузного відбиття та повного пропускання відповідно, отримані у результаті розв'язання прямої задачі ТПВ методом прямого МК на j -му кроці алгоритму.

Функція (4.16) є нерозривною в області визначення та має єдиний екстремум, положення якого відповідає оптимальному вирішенню поставленої задачі. Нові значення альbedo і фактору анізотропії розсіяння на кожному кроці пошуку оптимального вирішення визначаються методом «золотого перетину». При програмній реалізації, щоб уникнути невизначеності в знаменниках формула (4.16) набуло вигляду:

$$f_j = \frac{|\Delta R_{dj}|}{R_{d(\text{exp})} + 10^{-6}} + \frac{|\Delta T_{tj}|}{T_{t(\text{exp})} + 10^{-6}}, \quad (4.17)$$

$$\text{де } \Delta R_{dj} = R_{dj} - R_{d(\text{exp})} \text{ та } \Delta T_{tj} = T_{tj} - T_{t(\text{exp})}.$$

Таким чином, ітераційний процес визначення оптичних властивостей БС методом ІМК складається з послідовності наступних дій, що показані в алгоритмі методу на рис. 4.27.

За результатами експериментів визначають значення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного пропускання і колімованого пропускання. Далі, виходячи з (4.14), розраховують значення коефіцієнта екстинкції та задають початкові значення альbedo і фактору анізотропії. На підставі отриманих значень вирішують пряму задачу ТПВ і отримують значення цільової функції. Якщо цільова функція не досягнула свого мінімального значення, то переходять до наступної ітерації, що полягає в генеруванні нових значень, і повторному вирішенню прямої задачі ТПВ. Ітераційний процес продовжується до моменту досягнення цільовою функцією мінімального значення. Далі, на підставі отриманих значень коефіцієнту екстинкції і альbedo, за допомогою (4.14) та (4.15) розраховують значення коефіцієнтів розсіяння та поглинання.

У якості прикладу для перевірки коректності розробленого ІМК для методу дзеркальних еліпсоїдів обертання при визначенні оптичних властивостей були використані зразки епідермісу свині, взяті протягом 30 хв після забою. Досліджувані тканини були відібрані у тварин, що вирощувались при промисловому тваринництві. Для визначення коефіцієнтів $R_{d(\text{exp})}$ та $T_{l(\text{exp})}$ були підготовлені зразки незамороженої тканини, отримані за допомогою ультрамікротому з кроком подачі 0.2 мм, для коефіцієнту $T_{c(\text{exp})}$ – з кроком подачі 0.005 мм. За необхідністю зразки шкіри були поголені. Для визначення $T_{c(\text{exp})}$ було підготовлено тільки п'ять зразків: по одній від п'яти різних особин, що пояснюється труднощами їх отримання без використання заморожування.

Зразків товщиною 0.2 мм було підготовлено по п'ять від кожної особини. Одразу після відділення зразки товщиною 0.2 мм були поміщені між скляними пластинами, по периметру яких, для запобігання можливого здавлювання, помістили смужки покривного скла товщиною 0.2мм. Для запобігання ковзання приготовлені «сендвічні» структури були закріплені металевими скобами у відповідності до схеми на рис. 3.4. Зразки товщиною 0.005 мм поміщалися між двома скляними пластинами, які також фіксувалися скобами. Вимірювання проводились не більш ніж протягом 30 хвилин після приготування зразка. Інтерференційна картина не спостерігалась, що пояснюється рівномірністю отриманих зрізів.

Фотометрична установка (рис.4.1) з розміщенням еліпсоїдів на відбиття та пропускання (рис. 4.3.а) використовувалася при потужності Ні-Не лазера 2 мВт на довжині хвилі 632.8 нм, діаметрі пучка 1.4 мм, ексцентриситеті еліпсоїдів обертання 0.66, фокальному параметрі еліпсоїдів 16.875 мм. Величина відносного показника заломлення прийнята 1.4 [17]. З кожного зразка проводилось по три вимірювання. Усереднення виміряних і розрахованих величин здійснювалися по окремим особам.

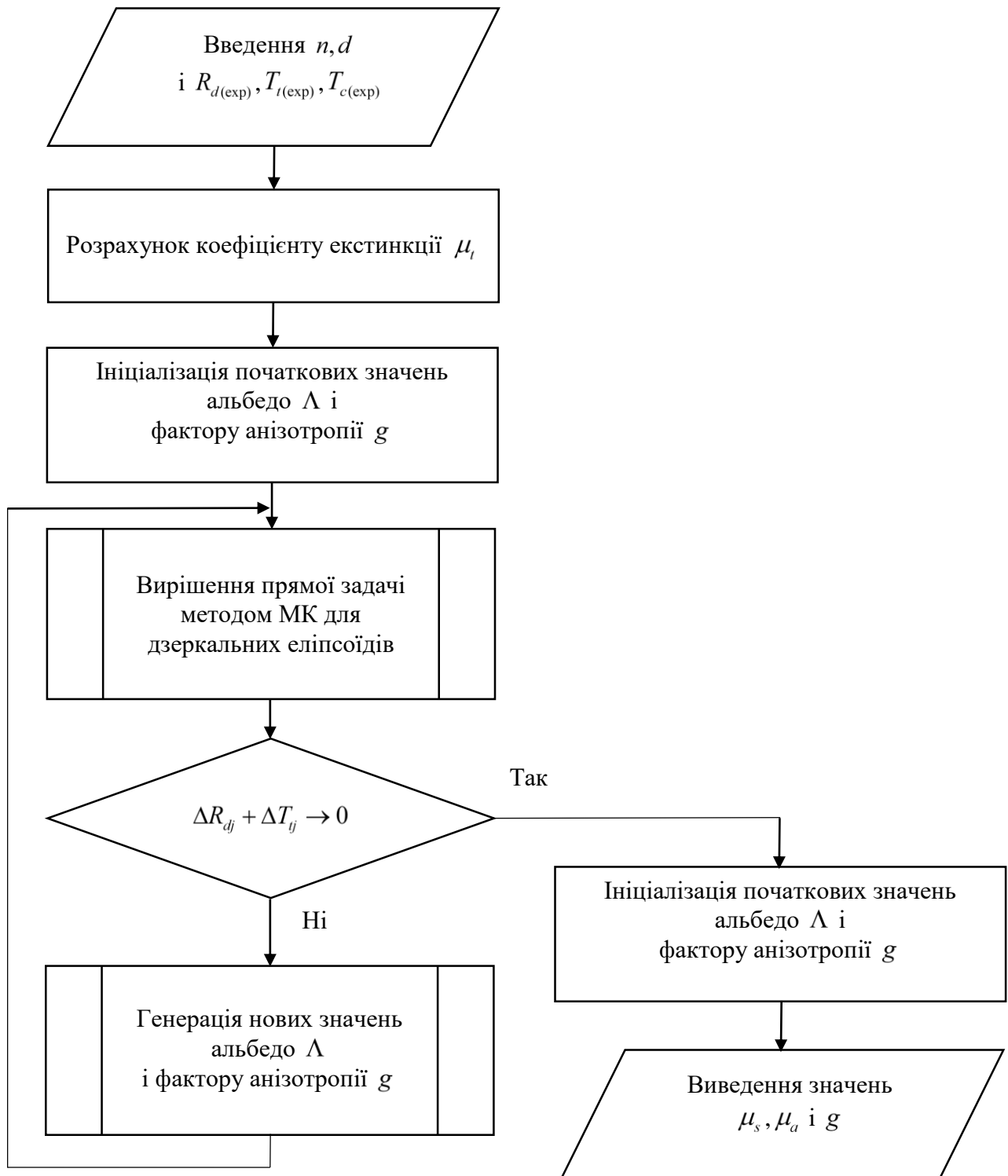


Рисунок 4.27 Алгоритм інверсного методу Монте-Карло для дослідження оптичних властивостей БС за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

При проведенному розрахунку з використанням розробленого авторами алгоритму і програми ІМК при десяти запусках програми для кожної пари $R_{d(\text{exp})}$ та $T_{t(\text{exp})}$ отримані наступні значення оптичних параметрів епідермісу свині при середній помилці суми абсолютних відхилень $(\Delta R_{dj} + \Delta T_{tj}) = 1.33\%$:

- коефіцієнт поглинання $\mu_a = 1.19 \pm 0.01 \text{ (cm}^{-1}\text{)}$;
- коефіцієнт розсіювання $\mu_s = 518.8 \pm 0.1 \text{ (cm}^{-1}\text{)}$;
- фактор анізотропії розсіяння $g = 0.954$.

Досить малі величини відхилень розрахованих значень, скоріш за все, пов'язані з високою якістю приготованих зразків, а також тим, що зразки бралися від особин однакової статі (чоловічої), віку ($8 \pm 0,2$ місяця), ваги (103 ± 3 кг), які під час життя отримували однаковий корм і були здорові.

Порівнюючи ці результати з даними роботи [32], отриманими методом інтегруючих сфер в рамках теорії інверсного додавання-подвоєння [33], можна в цілому вказати на відповідність оптичних параметрів, отриманих методом фотометричних дзеркальних еліпсоїдів в рамках теорії ІМК.

Невідповідність отриманих результатів в порівнянні з даними, отриманими, наприклад, в [34] з використанням спектрометра, інтегруючої сфери і обчислень за допомогою ІМК, викликані, перш за все, відмінністю в об'єктах спостереження, зокрема епідермісі нормальної і ураженої раком шкіри людини. Крім того, методика підготовки зразків (ополіскування в фосфатовмісному сольовому розчині і заморожування при відділенні) істотно відрізнялись від методики, наведеної в даному дослідженні.

Дослідження з використанням інтегруючої сфери з одним отвором для визначення оптичних параметрів епідермісу товщиною 73 ± 24 мкм *in vitro* і двома отворами для визначення оптичних параметрів шкіри *in vivo* в рамках теорії МК, наведені в [35], підтверджують можливість часткової апроксимації результатів дослідження у відбитому світлі для визначення оптичних властивостей БС. У контексті методу фотометричних дзеркальних еліпсоїдів обертання це легко може

бути реалізовано для варіанту установки у відбитому світлі. Чисельні значення величин відбиття і повного пропускання під час проведення експерименту *in vitro* на довжині хвилі 632.8 нм, отримані за результатами експериментальних вимірювань для епідермісу людини, і отримані за результатами викладених досліджень для епідермісу свині відмінні, що пов'язане з різними товщинами досліджуваних шарів епідермісу і, безперечно, різною технікою проведення експерименту.

Разом з цим, застосування фотометричних засобів з використанням еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження розсіювальних властивостей біологічних тканин в відбитому, а також у відбитому і пропущеному світлі є можливим і доцільним в застосуванні оптичної біомедичної діагностики. Це пояснюється простотою конструкції, відсутністю необхідності складного юстування, що особливо важливо при використанні клініцистами в умовах *in vivo*. А також високою достовірністю вихідних даних для вирішення оберненої задачі теорії переносу випромінювання, пов'язаною з підвищеною питомою величиною зареєстрованого вимірювальною системою розсіяного світла.

5.5 Оцінка точності інверсного Монте-Карло при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Функція мінімізації виду (4.16) найбільш часто використовується для вирішення інверсних задач ТПВ в оптиці біологічних середовищ як методом ІМК [36], так і іншими методами, зокрема інверсним даванням-подвоєнням [33]. Проте, як зазначено в роботі [37. 39-40], при вирішенні зворотної задачі може використовуватись і квадратична функція мінімізації. Тому є сенс проаналізувати як впливає обрана функція мінімізації на точність визначення оптичних властивостей БС при фотометрії ЕР. Для цього, окрім модульної функції (4.16), використаємо логарифмічну (4.18) та різновиди квадратичної (4.19), (4.20) та (4.21):

$$f_i = \ln \left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}} \right) + \ln \left(\frac{T_{ij} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}} \right), \quad (4.18)$$

$$f_i = \frac{(R_{dj} - R_{d(\text{exp})})^2}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{(T_{ij} - T_{t(\text{exp})})^2}{T_{t(\text{exp})}}, \quad (4.19)$$

$$f_i = \left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}} + \frac{T_{ij} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}} \right)^2, \quad (4.20)$$

$$f_i = \left(\frac{R_{dj} - R_{d(\text{exp})}}{R_{d(\text{exp})}} \right)^2 + \left(\frac{T_{ij} - T_{t(\text{exp})}}{T_{t(\text{exp})}} \right)^2 \quad (4.21)$$

У якості досліджуваного об'єкту були використаний зразок *porcine derma* товщиною $d = 0.285$ см. Експеримент проводився в умовах *in vitro* для зразків від тих самих особин тварин, що були задіяні при аналогічних дослідженнях тканин епідермісу (п. 4.4). Діапазон значень коефіцієнту екстинкції для 5 зразків товщиною 0,01 мм становив $\mu_t = 224.1 - 256.3 \text{ см}^{-1}$. Фактор анізотропії, визначений для товщинного зразку з урахуванням [13,14] складав $g = 0.732 \pm 0.013$. Коефіцієнт дифузного відбиття та пропускання становлять $R_d = 49.27\%$ та $T_T = 0.81\%$, відповідно. Фотометричні зображення товщинного зразку показані на рис.4.28.



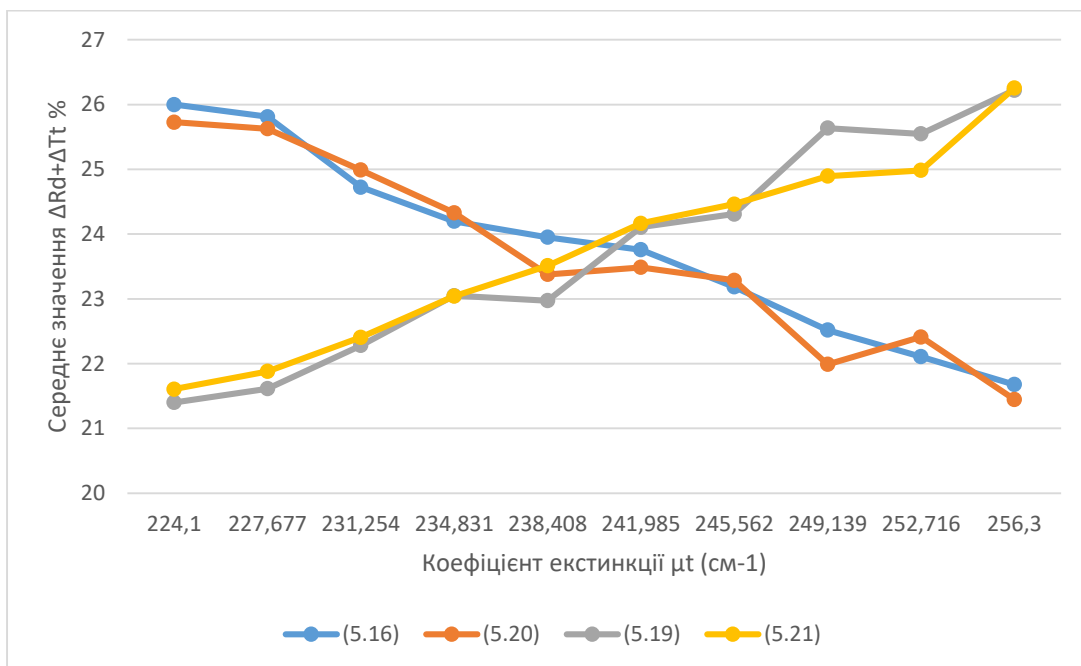
Рисунок 4.28 Фотометричні зображення зразку *porcine derma* товщиною $d = 0.285$ см у відбитому (а) та пропущеному (б) світлі

При десятикратному запуску ІМК для кожної з функцій (4.16) та (4.18)-(4.21) при значенні коефіцієнту екстинкції $\mu_i = 224.1 \text{ см}^{-1}$ були отримані наступні значення $\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}$ (табл. 4.2).

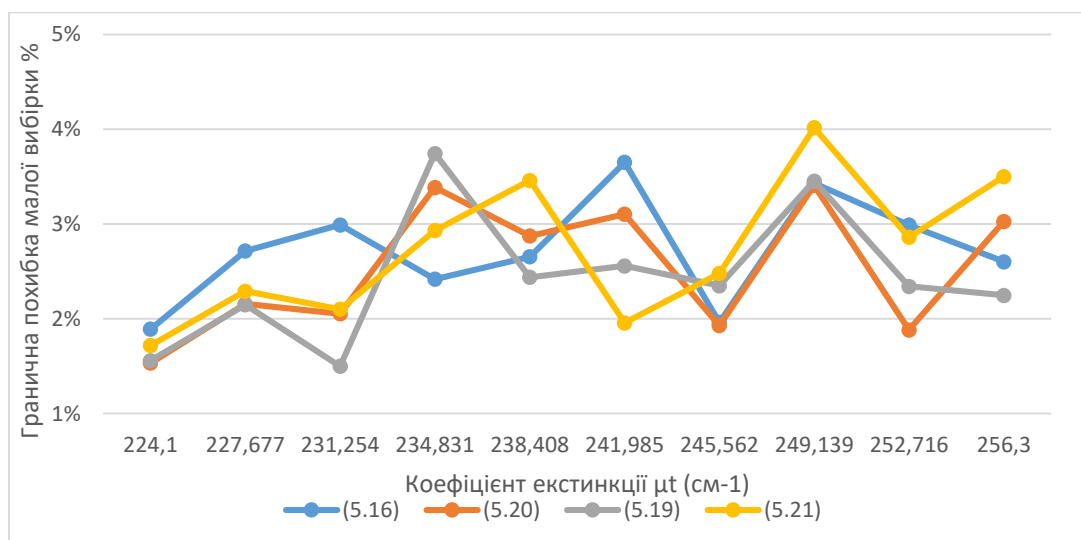
Таблиця 4.2 Сумарне абсолютне відхилення величин повного пропускання та дифузного відбиття для модельного та реального експериментів

Номер запуску /функція мінімізації	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}$ для (5.16)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}$ для (5.19)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}$ для (5.20)	$\Delta R_{dj} + \Delta T_{ij}$ для (5.21)
1	25,01851	26,17576	25,24836	25,77481
2	25,20148	25,98824	25,13627	26,49534
3	26,20079	26,71628	26,26169	27,21973
4	25,3868	25,72933	26,02711	25,88986
5	25,60096	27,25802	25,96972	26,23692
6	26,8042	26,85854	25,32942	27,16844
7	26,46996	25,58263	25,44203	25,76316
8	26,66821	25,92995	26,03201	26,48951
9	26,58438	26,10608	26,63974	26,10224
10	26,06264	25,87119	25,18545	25,40317
Середнє значення	25,999793	26,2216	25,72718	26,25432
Дисперсія	0,42622762	0,294771	0,274624	0,359214
Стандартне відхилення	0,6528611	0,542928	0,524046	0,599344

На рис. 4.29 показаний вплив зміни коефіцієнту екстинкції μ_i (4.14) на середнє значення суми відхилень (рис. 4.29.а) та гранична похибка для обраних функцій оптимізації (рис. 4.29.б).



а)



б)

Рисунок 4.29 Середнє значення (а) та гранична похибка (б) для функцій мінімізації в залежності від коефіцієнта екстинкції

Слід зазначити, що логарифмічна функція показала незадовільні результати по величині суми відносних похибок коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та повного пропускання T_t , яка варіювалась в межах 300%, і була виключена з подальшого розгляду для даного БС.

Очевидно, що отримані результати справедливі для зразка досліджуваного БС (*porcine derma*), проте чи простежується ця тенденція для більшості біологічних тканин, рідин та середовищ необхідно з'ясовувати у кожному конкретному випадку. З огляду на це обґрунтуємо наступну методику аналізу впливу цільової функції мінімізації в інверсному Монте-Карло для методу дзеркальних еліпсоїдів обертання. Застосування такої методики покликане необхідністю мінімізувати загальну похибку визначення оптичних коефіцієнтів повного пропускання та дифузного відбиття при реальному та модельному експериментах при прямому М-К.

Методика включає наступні етапи:

- 1) визначення коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання для досліджуваних зразків БС у ході реального експерименту та з'ясування діапазону їх зміни;
- 2) вибір параметрів оптимізації для інверсного М-К, які будуть мінімізуватися для конкретної задачі і досліджуваного БС;
- 3) вибір функцій мінімізації, наприклад з ряду (4.16)-(4.21), у якості цільових функцій оптимізації задачі визначення оптичних властивостей БС методами М-К для фотометрії ЕР;
- 4) моделювання методом ІМК з вибраними цільовими функціями для фіксованого коефіцієнту екстинкції μ_t , та змінному числі запусків (як правило достатньо десяти для кожної із функцій);
- 5) оцінка точності результатів, отриманих з кожної множини даних для обраного ряду функцій;
- 6) моделювання методом ІМК для обраних цільових функцій при змінному значенні коефіцієнту екстинкції μ_t ;

- 7) оцінка граничної похибки (або іншого критерію) і вибір оптимальної функції мінімізації.

У наведеному прикладі було використано п'ять функцій оптимізації: модульна, логарифмічна та різновиди квадратичної. Основним параметром оптимізації була обрана сума відносних похибок коефіцієнтів дифузного відбиття R_d та повного пропускання T_T . Як видно з графіку на рис. 4.29.а характерна залежність простежується для середнього значення суми відносних похибок. Так для функцій мінімізації (4.16) та (4.20) спостерігається зменшення середнього значення зі збільшенням коефіцієнту екстинкції, у той час як для функцій (4.19) та (4.21) середнє значення практично з такою ж швидкістю зростає. У той же час гранична похибка для всіх розглянутих функцій не показала тенденційної залежності, що свідчить відсутність впливу коефіцієнту екстинкції на точність обчислення. Таким чином, для даного БС при фотометрії ЕР з використанням ІМК при різних параметрах середовища функції оптимізації ведуть себе практично однаково.

4.6 Висновки до розділу 4

1. На підставі узагальнення положень методів конструювання оптико-механічних та оптико-електронних приладів здійснено проектування біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами шляхом вдосконалення елементної бази стереоскопічного мікроскопу, а також розробкою макету окремого приладу.

2. Розроблені схеми зонного аналізу фотометричних зображень, отриманих у ході реального експерименту та симуляції при дослідженні осе-симетричного на направленого розсіяння біологічними середовищами, що дозволяють розрізнити вплив колімованих та дифузних складових розсіяного потоку.

3. З'ясовано зв'язок освітленості різних зон фотометричних зображень у пропущеному та відбитому світлі з оптичними властивостями біологічних середовищ на прикладі м'язових тканин тварин різної товщини.

4. Розподіл освітленості як зовнішнього так і середнього кільця фотометричних зображень дозволяє розрізнити діапазон товщини біологічних середовищ з найбільш «яскравим» розподілом відповідних зон, що для зразків м'язової тканини складає 0,01-1 см, підготовка яких не викликає особливих гістологічних ускладнень.

5. З огляду на отримані значення коефіцієнтів поглинання та розсіяння біологічних середовищ на прикладі м'язової тканини, можна стверджувати про можливість і доцільність застосування методу дзеркальних еліпсоїдів обертання в контексті математичного апарату поточкових моделей при колімованому освітленні, що значно спрощує експеримент та скорочує час обчислення оптичних параметрів μ_a та μ_s .

6. Внаслідок високої повторюваності результатів обчислення при якісній підготовці зрізів біологічних середовищ для визначення їх оптичних властивостей в задачах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами доцільно використовувати інверсний метод Монте-Карло.

7. Розроблена методика оцінки точності інверсного методу Монте-Карло при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами в залежності від обраної функції мінімізації, що дозволяє дослідити вплив коефіцієнту екстинкції на середнє значення суми відносних похибок.

Список використаних джерел до розділу 4

1. Bezuglyi M.A., Yarych A.V., Botvinovskii D.V. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*. 2012. №113. Pp.101–107.
2. Безуглий М.О., Ботвиновський Д.В., Зубарєв В.В., Коцур Я.О. Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні. *Методи та прилади контролю якості*. 2011, вип. №27, с.77-83.
3. Bezuglyi M. A., Pavlovets N. V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, *Proc. OSA-SPIE*, 2013. 8798.
4. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V. Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic. *Biophotonics—Riga 2013* : proc. SPIE, 2013. 90320V.
5. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. *Appl Opt*. 2017. №56 (30). Pp. 8520–8526
6. Romanishin W. An Introduction to Astronomical Photometry Using CCDs. University of Oklahoma, 2006, 175 p.
7. Warner B. D. A Practical Guide to Lightcurve Photometry and Analysis. New York: Springer-Verlag, 2006. 298 p.
8. Топорец А. С. Оптика шероховатой поверхности. Ленинград: Машиностроение, 1988. 191 с.
9. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния. *Успехи физических наук*. 1997. том 167. С.517 – 539.
10. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Optical Properties of Skin and Subcutaneous Tissues: a review. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2011. №1. Pp. 9–38.
11. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Tissue Optical Properties. *Handbook of biomedical optics* / edited by D.A. Boas, C. Pitris, N. Ramanujam. New York: CRC Press, 2011. P.67 – 100.

12. Безугла Н. В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С. Особливості анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами. *Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування*. 2015. №50. С.169 – 175.
13. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Вонсевич К.П. Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло. *Наукові вісті НТУУ “КПІ”*. 2015. №1 (99). С.85 – 91.
14. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Шаргородський В.А. Просторова фотометрія біологічних середовищ. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. Т.30, №2. С. 40 – 49.
15. Laher R. R., Gorjian V., Rebull L. M., Masci F. J., Fowler J. W., Helou G., Law N. M. Aperture Photometry Tool. *Publications of the Astronomical Society of the Pacific*. 2012. №124(917). P.737 – 763.
16. Кривошлыков А.Ю., Сахно С.П., Смирнов В.О., Тымчик Г.С. Цифровая коррекция искаженного видеосигнала ПЗС-приемника. *Вестник КПИ: Серия приборостроение*. 1986. № 16. С.59–62.
17. Cheong W.F., Prahл S.A., Welch A.J. A review of optical properties of biological tissues. *Journal of quantum electronics*. 1990. № 12. P. 2166–2239.
18. Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media. In 2 vol. Vol.1. New York: Academic, 1978. 339 p.
19. Kubelka P., Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche. *Tech. Phys*. 1931. Vol. 12. P. 593-601.
20. Hongying Y., Sukang Z., Kejing LI, Ning P. Modelling Fabric's Optical Behaviors. *Materials Science Forum*. 2008. Vol. 575-578. P.1266-1271.
21. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Ю.В. Чмир, "Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлексорами", *Електроніка і зв'язок*, том 83, №6, с. 87 – 93, 2014.
22. Hans G.Volz. Industrial Color Testing: Fundamentals and Techniques. *Wiley-VCH*. 2002. 78-96 pp.

23. Jacques S. L., Alter C. A., Prahl S. A. Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis. *Lasers in the Life Sciences*. 1987. Vol. 1. № 4. Pp. 309-334.
24. СТБ ISO 22891-2014. Бумага. Определение коэффициента пропускания путем измерения фактора коэффициента отражения при диффузном освещении [действительный от 01.07.2015]. Минск, 2015. 16 с. (Государственный комитет по стандартизации Республики Беларусь).
25. Van der Zee P. Measurement and Modelling of the Optical Properties of Human Tissue in the Near Infrared : thesis for degree of Ph. D. / Department of Medical Physics and Bioengineering. University of London. 1992. 302p.
26. El-Depsy A., Shawky A.M. Calculation of reflectance and transmittance of coating with optical rough surfaces. *Nuclear and Particle Physics* : proc. of the 8th Conference, 2011. P. 271-280.
27. Palmer G.M., Ramanujam N. Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties. Part I: Theory and validation on synthetic phantoms. *Applied optics*. 2006. Vol. 45, №5. P.1062 – 1071.
28. Palmer G.M., Zhu C., Breslin T.M., Xu F., Gilchrist K.W., Ramanujam N. Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties. Part II: Application to breast cancer diagnosis. *Applied optics*. 2006. Vol. 45, №5. P.1072 - 1078.
29. Branco G. The development and evaluation of Head probes for Optical imaging of the infant head : thesis for degree of Ph. D. / Department of Medical Physics and Bioengineering. University of London. 2007. 181 p.
30. Пантелеев А.В., Летова Т.А. Методы оптимизации в примерах и задачах: учебное пособие. Москва: Высш. шк, 2005. 544с.
31. Васильев Ф.П. Численные методы решения экстремальных задач: учебное пособие для вузов. Москва : Наука, 1988. 552 с.
32. Beek J.F., Staveren H.J., Posthumus P., Sterenborg J.J.C.M., van Gemert M.J.C. Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring. Bellingham: SPIE Opt. Eng. Press, 1993. Vol. IS11, P. 193.

33. Prahl S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining the optical properties of turbid media by using the adding–doubling method. *Applied Optics*. 1993. Vol. 32, №4. P.559 – 568.
34. Solomatina E.V., Jiang, B., Novak, J. and Yaroslavsky, A. N. Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range. *J. Biomed. Opt.* 2006. №11(6), 064026-1-9.
35. Marchesini R., Clementeb C., Pignoli E., Brambilla M. Optical properties of in vitro epidermis and their possible relationship with optical properties of in viva skin. *J. Photochem. Photobiol. B: Biol.* 1992. Vol.16. P.127-140.
36. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В. Оптические свойства склеры глаза человека в спектральном диапазоне 370–2500 нм. *Оптика и спектроскопия*. 2010. Т. 109, № 2. С.226–234.
37. Du1 Y., Hu1 X.H., Cariveau M., Ma1 X., Kalmus G.W., Lu1 J.Q. Optical properties of porcine skin dermis between 900 and 1500 nm. *Phys. Med. Biol.* 2011. №46. P.167–181.
38. М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, и А.Б. Самиляк, "Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии", *Приборы и методы измерений*, т. 7, №1, с. 67–76, 2016.
39. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Конструирование биомедицинского фотометра", на *10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2016, с. 139.
40. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Повышение эффективности инверсного Монте-Карло для эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред", на *8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с.203.

РОЗДІЛ 5

ТЕХНОЛОГІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ФОРМОУТВОРЕННЯ ВНУТРІШНЬОЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНОЇ ПОВЕРХНІ

У даному розгляді розглядаються технологічні засади виготовлення та контролю еліпсоїдальних рефлекторів. Обґрунтовано вибір матеріалів еліпсоїдів для різних методів формоутворення асферичної поверхні. Сформульовані принципи виготовлення металевих дзеркальних еліпсоїдів обертання з застосуванням вертикально-розточувальної технології, а також технології 3Д друку з пластику. Обумовлені практичні аспекти нанесення дзеркального покриття на внутрішню еліпсоїдальну пластикову поверхню. Представлені особливості контролю форми еліпсоїдальної поверхні та здійснено фотометричне порівняння функціонування рефлекторів, виготовлених за різними технологіями.

5.1 До вибору методу та матеріалу виготовлення еліпсоїдального рефлектора

З функціональної точки зору, використання ЕР спрощує процеси складання та юстування оптичних систем фотометрів завдяки суттєвому зменшенню кількості елементів, а відтак маси та габаритів, що покращує їх експлуатаційні характеристики. При використанні дзеркального еліпсоїда обертання кількість діючих оптичних дзеркальних поверхонь зменшується до однієї. Такі оптичні елементи можуть бути використані при побудові приладів для контролю шорсткої поверхні [1] або вимірювальних систем біомедичного призначення [2], проте їх широке застосування обмежене складністю виготовлення. Існуючі технології по виготовленню еліпсоїдів не є універсальними, що вимагає використання великого верстатного парку та висококваліфікованих працівників.

За останні роки було проведено багато досліджень з метою отримання високопродуктивних технологій виготовлення асферичних поверхонь, у тому числі 3Д друк [3]. Оскільки отримання дзеркального еліпсоїда обертання (еліпсоїдального

рефлектора) з використанням 3Д принтерів потребує фінішної обробки: нанесення дзеркального покриття (у випадку друку з полімерів) або полірування (у випадку друку з металів та металевих сплавів), то його особливості потребують окремого розгляду, що буде здійснено нижче. Найбільш ефективним, з огляду на необхідний конструктивний функціонал використовуваних еліпсоїдальних рефлекторів було б алмазне точіння [4]. Проте даний метод вимагає вартісного обладнання і, внаслідок особливостей своєї реалізації та кінематики обладнання, не може бути використаний для отримання закритих поверхонь, якою є дзеркальний еліпсоїд обертання.

Метод реплікації [5] знайшов своє застосування в масовому виробництві. У даному випадку на сферичну поверхню наносять тонкий шар рідкої полімерної композиції. Еталон, що має зворотну асферичну поверхню, притискається до сферичної поверхні деталі. У результаті полімеризації композиція твердіє і точно копіює поверхню еталону. Після цього деталь з асферичним шаром відділяється від еталону. Необхідність виготовлення точних шаблонів та обладнання також робить цей метод недоцільним для виготовлення деталей в експериментальному та одиничному виробництві.

Відносно дешевим і доступним є формоутворення асферичних поверхонь методом траєкторного копіювання. Даний метод дозволяє оброблювати асферичні поверхні широкого класу з високою продуктивністю завдяки можливості забезпечення інтенсивних режимів обробки. Цей метод має високу точність формоутворення. Копіювальний пристрій забезпечує можливість отримання асферичних поверхонь довільного профілю. Відомі верстати [6], асферичним шаблоном в яких є кулачок з профілем, що відповідає твірній поверхні, що виготовляється, або її еволюті. Суттєвим недоліком таких верстатів є необхідність виготовлення складних і точних шаблонів, що впливають на точність отримуваних поверхонь.

Застосування механізмів, у яких використовуються прості елементи, визначені точки однієї з ланок яких описують необхідні криві, дозволяє суттєво зменшити вплив точності виготовлення шаблонів на точність виготовлення асферичних поверхонь.

Однак простий важільний копій дає помітну геометричну похибку через неоднаковий повздовжній хід кінців копіювального та виконавчого важелів та недостатню його жорсткість при виготовленні деталей достатньо великих розмірів.

Для виготовлення ЕР не залежно від спектрального діапазону його роботи можна використати матеріал-підкладку, що матиме форму та розміри робочої поверхні у вигляді еліпсоїда обертання, і нанести на неї відбиваюче покриття. Іншим варіантом є виготовлення еліпсоїду з матеріалу, який сам по собі має властивість до відбиття оптичного випромінювання.

У першому способі як матеріал-підкладка може бути використане оптичне скло або полімери. Цей метод має сенс застосовувати при необхідності виготовлення рефлекторів для роботи зі складним спектром випромінювання. Вибір конкретного покриття дозволить домогтися відбиття у широкому спектрі довжин хвиль, або ж, навпаки, відфільтрувати зайву область. З іншого боку, нанесення покриття на частково закриті поверхні є багатоетапним фізико-хімічним процесом і може потребувати складної, вартісної оснастки у вузькому діапазоні конфігурацій та розмірів.

При виготовленні рефлектора з матеріалу з власними властивостями до відбиття можна скоротити перелік необхідного обладнання і навіть здешевити собівартість кінцевого виробу. З огляду на завдання еліпсоїдальної фотометрії світлорозсіювальних середовищ, рефлектор повинен працювати в доволі широкому спектральному діапазоні, що включає видимий та ближній інфрачервоний, вважатимемо доцільнішим використовувати матеріал покриття або формоутворення з доволі широким спектральним діапазоном роботи, впритул до 2 мкм,

При виборі матеріалу для виготовлення деталей з відбиваючими поверхнями необхідно враховувати численні чинники, зокрема: фізичні (оптичні), механічні, технологічні, вартісні тощо. Основною характеристикою для рефлекторів є коефіцієнт відбиття їх робочих поверхонь. Найбільш високі показники за цими параметрами мають (в порядку спадання): срібло, золото, алюміній, паладій, хром, марганець і т.д. [7].

Алюміній, окрім малої ваги, має найбільш рівномірний коефіцієнт відбиття на інтервалі довжин хвиль видимого та ближнього інфрачервоного спектрів. Порівняно великий коефіцієнт лінійного розширення накладає свої умови до застосування деталей, обмежуючи використання приладів середовищами зі сталою температурою. Алюміній та сплави на його основі є достатньо технологічними при обробці багатьма методами. Як показує досвід, найкраща чистота оптичних поверхонь деталей досягається при застосуванні дрібнодисперсних однорідних сплавів В95, АМГ6, Д16Т. Тому останній і був використаний у якості основного конструкційного матеріалу для виготовлення еліпсоїдального рефлектора методами, розглянутими у п. 5.2 та 5.3.

5.2 Метод траєкторного копіювання для точіння глибокої асферики

Як уже зазначалося, суто математично радіально-симетричний еліпсоїд обертання можна отримати з сфери, стискаючи її по двом рівнозначним координатам (осям), коли третя залишається без зміни (рис. 2.9, рис. 2.10). Тоді, виходячи з [8] оперують коефіцієнтом стискання m . Такий спосіб отримання еліпсоїда було застосовано, зокрема, при розробці технології по його виготовленню шляхом траєкторного копіювання вихідної окружності [9]. Метод траєкторного копіювання дозволяє оброблювати асферичні поверхні широкого класу з високою продуктивністю завдяки можливості забезпечення інтенсивних режимів обробки в жорстких осях, які неможливо отримати за допомогою вільного притиру. Ці методи мають високу точність формоутворення. До того ж, за допомогою траєкторного копіювання можна отримати деталі з суцільною внутрішньою поверхнею еліпсоїду обертання за один установ, що суттєво спрощує конструкцію пристосування для базування заготовок і значно підвищує точність кінцевого виробу.

Розглянемо основні етапи виготовлення ЕР зазначеної конфігурації методом траєкторного копіювання. Усі еліпсоїдальні рефлектори, що були використані при створенні установок, макетів та прототипів приладів даного дисертаційного

дослідження і були виготовлені за технологією траєкторного копіювання [9], є авторськими виробами і продуквані в Головній астрономічній обсерваторії НАН України.

Розглянута нижче технологія реалізована на прикладі еліпсоїдального рефлектора з ексцентриситетом 0,66 (коефіцієнтом стискання $m=0,75$) та фокальним параметром 7,5 мм. Спочатку був підготовлений брусок сплаву Д16Т необхідної товщини та розмірів по периметру. Далі на токарному верстаті ТВ-16 спочатку з використанням свердла діаметром 15 мм, а потім – розточного різця, був отриманий отвір діаметром 19,86 мм (рис.5.1.а), що відповідає розміру малої осі еліпсоїда обертання. Потім від бруску відпиляли необхідну частину з визначеними розмірами (приблизно третина діаметру), що і забезпечило формування копіру, який після чистової обробки закріплюється в спеціальному пристосуванні (рис.5.1.б).



а)



б)

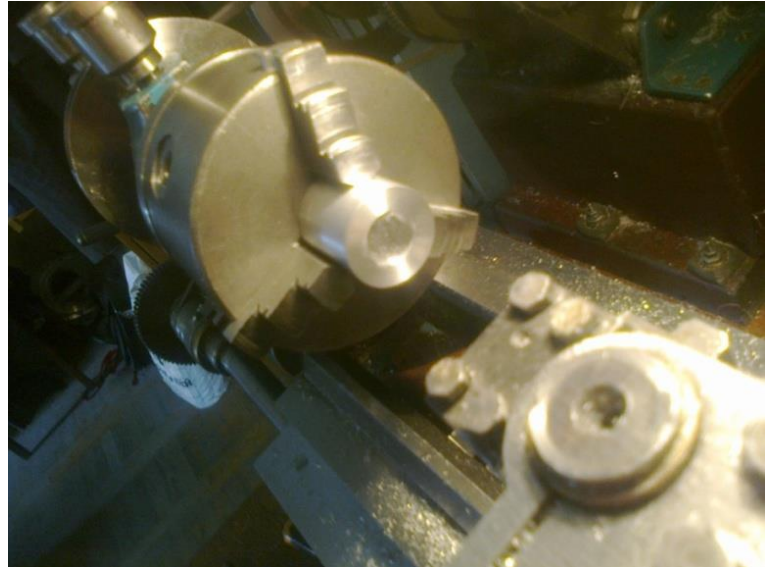
Рисунок 5.1 Особливості виготовлення та застосування копіру: заготовка для отримання копіру (а); закріплення копіру у пристосуванні (б)

Пристосування (рис. 5.2) встановлюється на каретку токарного верстата ТВ-16 і закріплюється за допомогою спеціальної плити та гвинтів. Пристосування складається з двох плеч, одне з яких опирається направляючим роликом на копір (рис.5.1.б) і ковзає вздовж нього. На друге плече встановлюється токарний різець

спеціальної форми для точіння внутрішньої еліпсоїдальної поверхні. Заготовка зі сплаву Д16Т встановлюється в патрон токарного верстату (рис. 5.2.б). Потім за допомогою свердла, що розміщається у задній бабці, роблять наскрізний отвір і без пере-встановлення починають чорнову обробку.



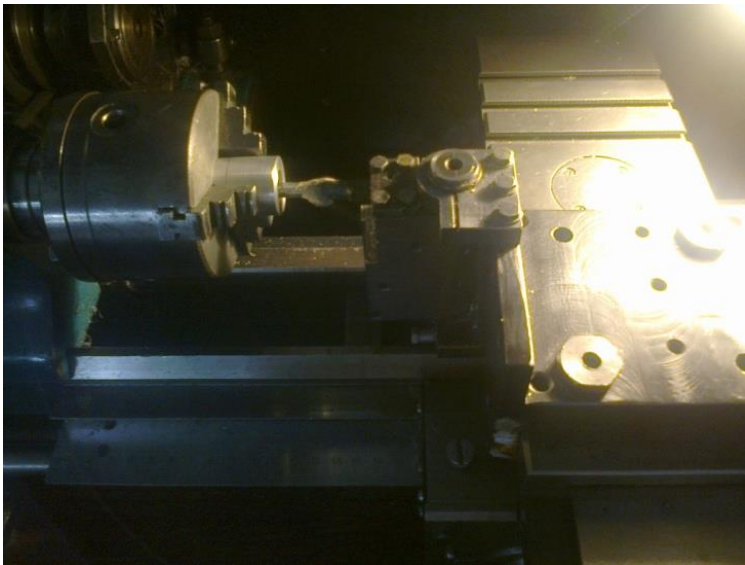
а)



б)

Рисунок 5.2 Особливості формоутворення еліпсоїдальної поверхні: пристосування для виготовлення (а); встановлення заготовки у центрах (б)

Пристосування (рис.5.2.а) застосовується для розточування внутрішньої еліпсоїдальної поверхні у циліндричній заготовці. Траєкторія руху плеча, що ковзає вздовж копіра, наступна: за одне переміщення каретки пристосування проходить крайні точки, а потім при кожному наступному переміщенні каретки, плече зміщається до центру, що і призводить до формоутворення внутрішньої еліпсоїдальної поверхні. У ході процесу різання внутрішньої поверхні за кожен прохід різця плече може зміщуватися на декілька міліметрів, що, у свою чергу, призводить до зміни величини ходу різця, а отже і до невірної траєкторії. Даний дефект виправляється за допомогою сильного натягу нижнього плеча пружиною розтягу (5.3.а). Готова деталь (рис. 5.3.б) містить внутрішню еліпсоїдальну поверхню і потребує чистової обробки для отримання необхідного функціоналу, а саме дзеркальності.



а)



б)

Рисунок 5.3 Отримання внутрішньої еліпсоїдальної поверхні:
процес чорнової обробки (а); деталь після чорнової обробки (б)

Для отримання еліпсоїдального рефлектора з внутрішньою дзеркальною поверхнею здійснюють її полірування за допомогою алмазної пасті АСН поступово зменшуючи зернистість з 60/40 до 1/0. Для полірування використано спеціальне пристосування (рис.5.4), що складається з асинхронного двигуна та валу, на кінці якого розміщується насадка з повсті.



Рисунок 5.4 Пристосування для полірування внутрішньої еліпсоїдальної поверхні

Готові еліпсоїдальні рефлектори показані на рис. 5.5 і вже містять необхідні конструктивні елементи для забезпечення реалізації однієї з функціональних схем, описаних у п. 2.1.



Рисунок 5.5 Еліпсоїдальні рефлектори з ексцентриситетом 0,66 та фокальним параметром 7,5 мм

Описана технологія формоутворення асферичної (еліпсоїдальної) внутрішньої дзеркальної поверхні методом траєкторного копіювання дозволяє отримувати високоякісні рефлектори, номенклатура яких за конструктивними параметрами дозволяє використання у різноманітних фотометрах та вимірювальних засобах, що будуть описані у наступних розділах роботи.

5.3 Вертикально-розточувальна технологія з ексцентриковим механізмом

Свого роду, модельним розвитком вважатимемо метод виготовлення еліпсоїду обертання з необхідною формою твірної, що змінюється за заданим законом, шляхом узгодження переміщення по повздовжній осі з врізанням у матеріал заготовки з циліндричним наскрізним отвором, що був розроблений на основі принципів траєкторного копіювання.

За запропонованою схемою (рис. 5.6) поперечна подача забезпечується при переміщенні проекції вершини обробляючого інструменту відносно горизонтальної осі при переміщенні штовхача.

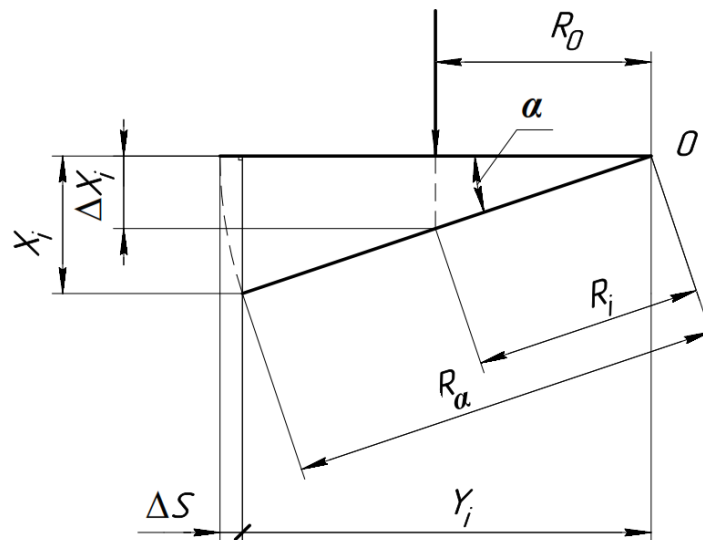


Рисунок 5.6 Схема розрахунку поперечної подачі: O – вісь обертання; R_0 – зміщення штовхача відносно осі обертання; R_α – виліт вершини обробляючого інструменту відносно осі обертання; R_i – зміщення штовхача відносно осі обертання після переміщення; α – кут повороту інструменту; Y_i – поперечна проекція різальної крайки інструменту після переміщення штовхача; ΔX_i – переміщення штовхача; X_i – переміщення вершини обробляючого інструменту; ΔS – величина поперечної подачі

З рис.5.6 видно, що переміщення вершини обробляючого інструменту вздовж вертикалі складає:

$$X_i = \sqrt{R_\alpha^2 - Y_i^2}$$

Беручи до уваги, що $Y_i = R_\alpha - \Delta S$ отримаємо:

$$X_i = \sqrt{2R_\alpha \cdot \Delta S - (\Delta S)^2}. \quad (5.1)$$

Переміщення штовхача можна виразити у вигляді:

$$\Delta X_i = R_0 \cdot \operatorname{tg} \alpha = R_0 \frac{\sin \alpha}{\sqrt{1 - (\sin \alpha)^2}}. \quad (5.2)$$

Враховуючи, що $\sin \alpha = X_i / R_\alpha$ (5,2) перепишемо у вигляді:

$$\Delta X_i = R_0 \frac{\frac{X_i}{R_\alpha}}{\sqrt{1 - \left(\frac{X_i}{R_\alpha}\right)^2}}. \quad (5.3)$$

Після підстановки (5.1) у вираз (5.3) отримаємо залежність для знаходження необхідного переміщення штовхача при заданій величині поперечної подачі:

$$\Delta X_i = R_0 \sqrt{\frac{2R_\alpha \cdot \Delta S - (\Delta S)^2}{(R_\alpha - \Delta S)^2}}. \quad (5.4)$$

Знаючи переміщення штовхача (5.4) можна отримати передавальну функцію приводу поперечної подачі, що обчислюється за значеннями параметрів конкретного верстату і деталі.

$$k = \frac{P}{h - 2X_i \left(\frac{R_\alpha}{R_0}\right)}, \quad (5.5)$$

де: k – передаточний коефіцієнт приводу поперечної подачі; P – крок ходового гвинта повздовжньої подачі, мм; h – висота еліпсоїдального рефлексора, мм.

На підставі розробленого методу та реалізованого алгоритму розрахунків запропоновано структурно-функціональну схему пристосування (рис. 5.7) для

формоутворення еліпсоїдальної внутрішньої поверхні та подальшої чистової обробки з метою отримання необхідного коефіцієнту дзеркального відбиття.

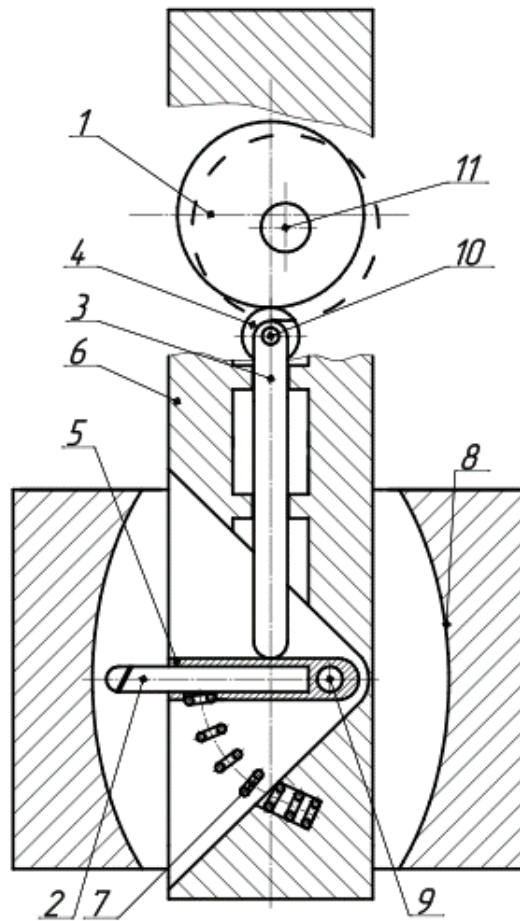


Рисунок 5.7 Пристосування для обробки еліпсоїда обертання:

- 1 – ексцентрик; 2 – різець; 3 – штовхач; 4 – ролик; 5 – тримач різця;
 6 - оправка вертикально-розточувального верстату; 7 – пружина;
 8 – деталь; 9 – вісь тримача різця; 10 – вісь ролика, 11 – вісь ексцентрика

Під час обробки деталі 8 відбувається переміщення всього повздовжнього супорту з закріпленим на ньому пристосуванням. Круглий ексцентрик 1, що має ексцентриситет, розрахований відповідно до параметрів еліпсу, обертається зі швидкістю, узгодженою зі швидкістю повздовжньої подачі, переміщуючи при цьому штовхач 3. Штовхач ковзає вздовж отвору оправки 6 і давить на тримач інструменту 5, що обертається навколо осі 9 разом з різцем 2. Вершина інструменту, описуючи коло, виконує поперечне переміщення. Зворотній рух інструменту забезпечується пружиною 7. Даний метод дозволяє отримувати необхідне переміщення оброблюючої

вершини інструменту вздовж твірної еліпсоїду. Пристосування може бути використане як для отримання самої поверхні при точінні з закріпленням в ньому різцем, так і використовуватися при шліфуванні і поліруванні робочої поверхні при закріпленні в ньому шліфувальних та полірувальних головок, наприклад, на каучуковій зв'язці [10]. Це дає змогу відмовитися від необхідності використання дорогого шліфувального та полірувального обладнання.

Розглянемо принципи реалізації ексцентрикового механізму (рис.5.8), що складається з ексцентрика 1 та двох ланок: різця 2 та штовхача 3.

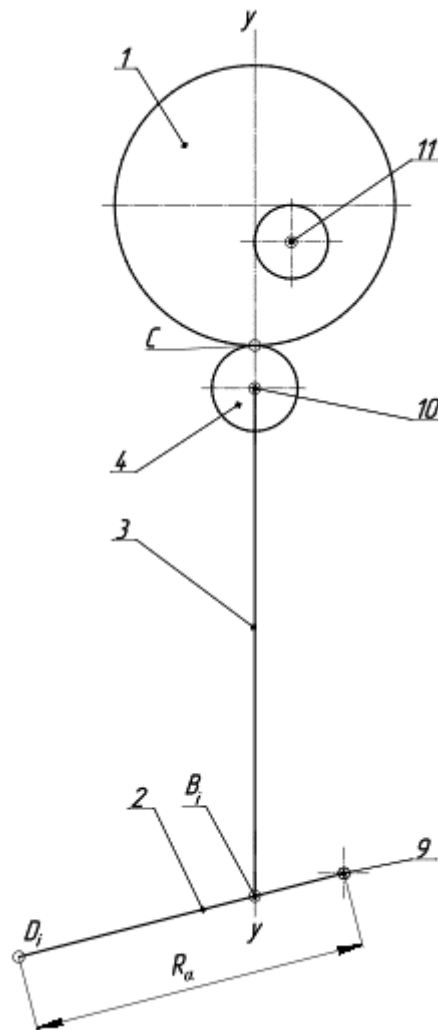


Рисунок 5.8 Ексцентриковий механізм

Ексцентрик 1 обертається навколо осі 11, штовхач 2 переміщується поступально відносно вертикальної направляючої «у-у», при цьому ролик 4 може вільно обертатися навколо незалежної осі 10, не впливаючи на характер руху всього

механізму. Ролик є конструктивним елементом, що зменшує сили тертя і спрацювання ланок. Зазначимо, що кінематика ексцентрикового механізму не зміниться, якщо ролик видалити і штовхач 2 безпосередньо з'єднати з ексцентриком 1 у кінематичну пару IV класу. Використовують цей механізм для перетворення обертального руху ланки 1 в поступальний рух ланки 2 для точіння внутрішньої форми еліпсоїда в залежності від розміщення ексцентрика щодо ланок механізму. Ексцентрик 1 з'єднується із шпинделем верстату, тому швидкість t . S на ексцентрику є рівномірною. Штовхач взаємодіє з робочою поверхнею ексцентрика наконечником, який може бути гострим (точковим або лінійним), плоским, грибоподібним або роликовим, і здійснює поступальний або обертальний рух. Ексцентриковий механізм може бути плоским або просторовим, а замикання у вищій парі може бути силовим (пружина, вага штовхача тощо) або геометричним. Ексцентрик, що взаємодіє з плоским штовхачем, можна укласти в рамку, що дозволить здійснити геометричне замикання вищої кінематичної пари.

У залежності від зміщення осі штовхача відносно осі ексцентрика, збільшується радіус еліпсоїда. Побудуємо діаграму руху робочої ланки ексцентрикового механізму (рис. 5.9.а) для переміщення крайньої точки вильоту вершини обробляючого інструменту відносно осі обертання тримача різця 9 (рис. 5.7). Для забезпечення надійного підводу та врізання обробляючого інструменту в поверхню деталі 8 і збереження необхідної точності виготовлення робочої частини еліпсоїдальної поверхні, початком руху вважатимемо точку $D_0=D_{12}$, котра знаходиться вище площини, що містить точку другого фокусу F_2 . Координати зазначеної точки $D_0=D_{12}$ і точки $D_I=D_{11}$, що відстають одна відносно іншої на величину поперечної подачі ΔS_0 , базуються (P) по верхньому торцю еліпсоїдального рефлектора для забезпечення необхідної фокальної відстані при завершальному торцевому точінні.

Діаграму переміщення (рис. 5.9.б) побудовано в системі координат $(\Delta S, t)$, де ΔS можна визначити з (5.4) для положення поточних точок вершини різця D_i та наконечника штовхача B_i , t – час.

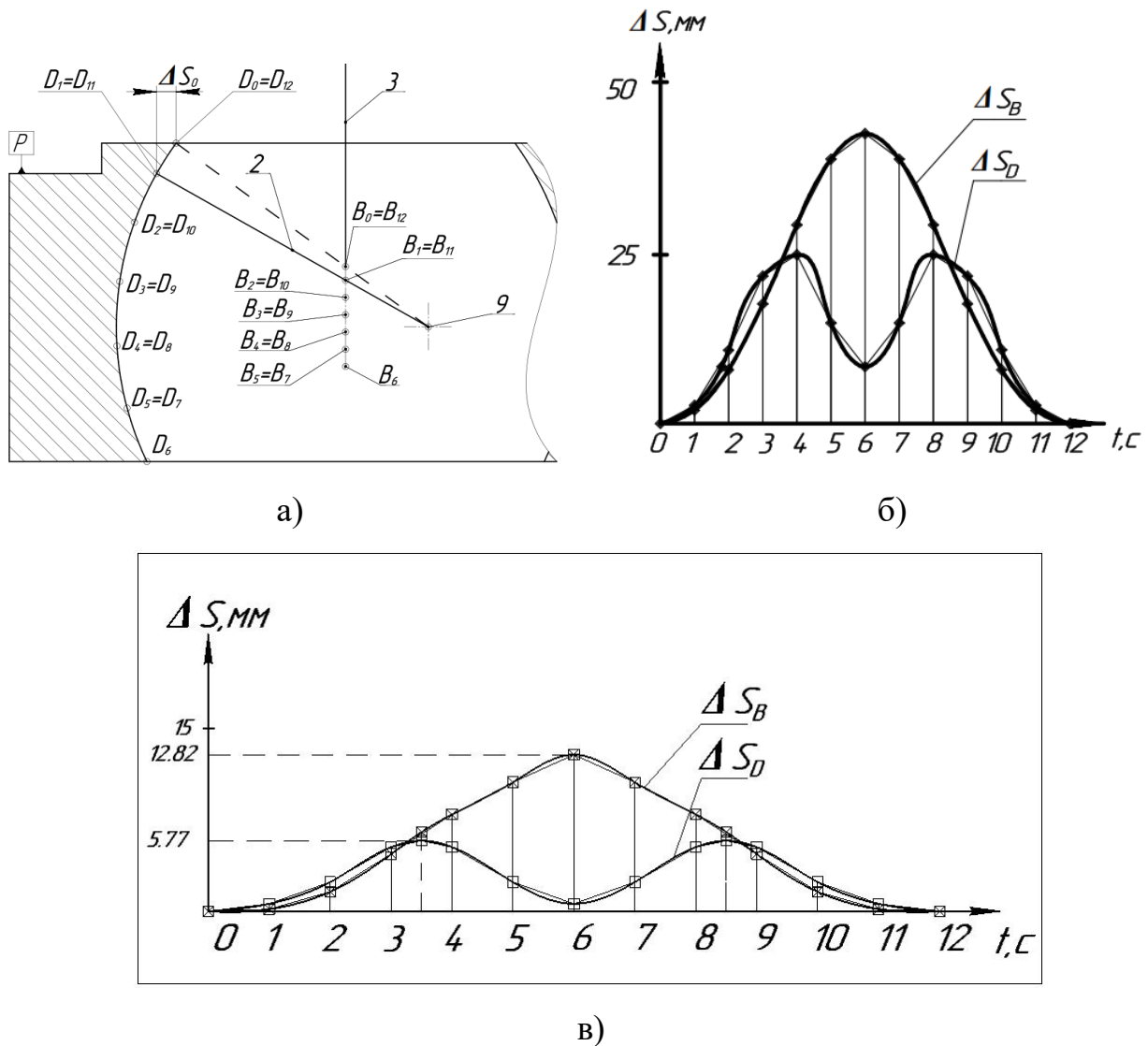


Рисунок 5.9 Переміщення робочої ланки ексцентрикового механізму: елементи кінематичної схеми (а); діаграми переміщення різця ΔS_D та штовхача ΔS_B (б,в)

Представлена діаграма переміщення вершини різця та наконечника штовхача побудована при рівному масштабі для виготовлення еліпсоїда з ексцентриситетом 0,76 та фокальним параметром 44,11 мм при використанні ексцентрика з середнім радіусом 55,33 мм та зміщення осі обертання відносно геометричної осі 20,36 мм. Рис. 3.9.в ілюструє діаграму переміщення для еліпсоїда з ексцентриситетом 0,66 та фокальним параметром 16.875 мм. На горизонтальній осі відкладено відрізок, що відповідає часу одного оберту ведучої ланки ексцентрикового механізму. Переміщення штовхача відбувається плавно, рівномірно і симетрично відносно найбільшого радіуса. З рис. 5.9.б та рис. 5.9.в. видно, що рух різця складається з двох

частин: робочої, внаслідок якої відбувається безпосередньо процес точіння і зворотно-обертальної, що повертає різець у вихідне положення/

У відповідності до проведених розрахунків залежність форми еліпсоїда обертання, перш за все, обумовлена формою та розмірами ексцентрика і розміщенням штовхача відносно осі обертання тримача різця розробленого пристосування. Вертикальне зміщення штовхача відносно різця регулює виліт вершини різця при точінні. Таким чином, знаючи характеристики ексцентрикового механізму, можна обрахувати і виточити еліпсоїд обертання необхідної конфігурації.

Запропонована технологія [2] дозволить суттєво спростити виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів з широким діапазоном по розмірам та мінімальною кількістю використовуваного обладнання, а розроблене пристосування може застосовуватись також для чистової та фінішної обробки для отримання дзеркальної відбиваючої поверхні.

5.4 Виготовлення еліпсоїдального рефлектора з використанням технологій 3Д-друку

5.4.1 Обґрунтування технології 3Д-друку

Як зазначено в [11], перспективними і високопродуктивними можуть стати технології виготовлення деталей подібної конфігурації з використанням 3D друку. З урахуванням специфічності форми еліпсоїдальних рефлекторів та вимогам, що ставляться до точності еліптичної твірної та «усіченню» по фокальним площинам [1,9], найбільш прийнятними можуть бути технології типу Laser Powder Forming [12,13] для виготовлення твердотільної металевої деталі в умовах серійного виробництва. Проте практика експерименту зі світлорозсіювальними середовищами різної природи та товщини як у відбитому, так і у відбитому та пропущеному світлі [1,14], показує, що оптимальна фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами можлива при адаптації їх параметрів (ексцентриситету та фокального параметру) до оптичних

властивостей цього середовища. Це унеможливило втрати корисного сигналу, що виникають внаслідок виходу розсіяного оптичного випромінювання з бокових частин досліджуваного зразка, та підвищує питому вагу зареєстрованого світла з його поверхні в прямому та/або зворотному напрямку. З іншого боку, така фотометрія потребує широкої номенклатури ЕР з довільною конфігурацією, що є доволі вартісним навіть при виготовленні їх рядної кількості.

Виготовлення ЕР зі скла, полімерних матеріалів або керамічних сумішей, незалежно від використаної технології [15-17], потребує фінішної операції з нанесення дзеркального покриття. У випадку застосування скла або іншого прозорого матеріалу таке покриття є внутрішнім по відношенню до робочої поверхні і потребує формоутворення рефлектора, зовнішня і внутрішня сторони якого матимуть еліптичні твірні. З одного боку, це може суттєво спростити технологію отримання ЕР, а з другого - пред'являє високі вимоги до прозорості отриманої деталі. При цьому внаслідок обмеженої точності друку необхідним стане полірування обох поверхонь. Друк з непрозорих полімерів, найбільш поширеними серед яких є АБС-пластик (акрилонітрилбутадієнстирол), ПЛА-пластик (полілактид), СоРЕТ-пластик (поліетилентерефталат), може бути використаний для отримання твердотільної заготовки рефлектора. У цьому випадку дзеркальне покриття є зовнішнім і може бути отримане шляхом металізації робочої поверхні рефлектора з подальшим поліруванням.

З огляду на вищезазначене, наведемо технологію нанесення дзеркального покриття на внутрішню поверхню еліпсоїдального рефлектора, виготовленого за допомогою 3D друку з АБС-пластику.

5.4.2 Хіміко-гальванічна металізація внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдального рефлектору

Одним з основних недоліків деталей, надрукованих з пластикових матеріалів за допомогою 3D друку, що частково обмежує їх використання, є відсутність

властивостей притаманних металам, а саме електро- та теплопровідність, блиск тощо. До того ж, у більшості випадків, ці функціональні властивості необхідні тільки у зовнішньому шарі виробу. Частково цей недолік вдається компенсувати введенням у масу для друку дисперсних порошків металів. Це збільшує питому вагу таких виробів та покращує теплопровідність, але не дозволяє використовувати такі деталі як електропровідні. Для надання виробам здатності до електропровідності та можливості електролітичного нанесення на них функціональних покриттів авторами було проведено хіміко-гальванічну металізацію виробу «еліпсоїдальний рефлектор».

Процес надання електропровідності перед осадженням було реалізовано у два способи для різних зразків ЕР.

Перший спосіб передбачав, що початковий електропровідний шар наноситься за допомогою порошкового графіту. Для нанесення функціонального дзеркального покриття було використано наступну послідовність операцій: механічне очищення поверхні виробу наждачним папером зернистістю 600, знежирення поверхні з допомогою віденського вапна, травлення у хромовій суміші (H_2SO_4 (конц.) + $\text{K}_2\text{Cr}_2\text{O}_7$ – 30 г/л). Після цього на підготовану деталь наносили тонкий шар графіту з його суспензії в етиловому спирті. Процес нанесення графіту проводили 3-5 разів для отримання достатньо товстого шару (10-20 мкм). Після висушування графіту проводилось осадження мідного електропровідного шару з електроліту міднення наступного складу (г/л): $\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ – 250, H_2SO_4 – 100, блискоутворююча добавка – 2. Процес електрохімічного нанесення мідного шару проводився за катодної густини струму від $0,5\text{А/дм}^2$ («затяжка») до 2А/дм^2 при нарощуванні товщини покриття. Процес нарощування продовжували до досягнення товщини мідного шару 500-800 мкм, яка дозволяє здійснювати механічне полірування для отримання дзеркальної поверхні.

У ході проведення металізації серії з ЕР було поставлено під сумнів доцільність використання такого способу внаслідок великої трудомісткості, що викликана неоднорідністю покриття графітом та необхідністю багаторазового нанесення. Також при нанесенні покриття в електроліті міднення частина графітового порошку

змивається в електроліт, через що виникає необхідність його фільтрування і повторного нанесення шару графіту.

Як більш промислово придатний спосіб металізації було використано метод хімічного нанесення електропровідного металічного шару з наступним дорощуванням необхідних функціональних шарів [17,18]. Для цього способу було використано наступну послідовність підготовчих операцій: механічне очищення поверхні, знежирення віденським вапном та травлення у концентрованій азотній кислоті. Між підготовчими операціями використовувались струменеві промивання проточною і дистильованою водою. Після підготовки поверхні був нанесений сенсibiliзуючий шар з розчину SnCl_2 – 2 г/л у концентрованій соляній кислоті. Після ретельного промивання на сенсibiliзовану поверхню нанесли шар хімічного срібла. Хімічне сріблення проводили з аміачного розчину із використанням сегнетової солі у якості відновника. Для хімічного сріблення готували два розчини. Розчин 1 (без відновника) – 5 г AgNO_3 у вигляді комплексного аміакату, який розчинений у 500 мл дистильованої води. Розчин 2 (з відновником) – 1,4 г сегнетової солі та 2 г AgNO_3 , які розчинені в 1 л дистильованої води. Розчини зберігалися в посуді з темного скла. Безпосередньо перед процесом сріблення розчини змішували у співвідношенні 1:1 і занурювали у них підготовлену і сенсibiliзовану деталь. Процес хімічного осадження срібла проводився двічі по 15 хв. Після цього деталь промивали у непроточній дистильованій воді і занурювали у розчин попереднього нікелювання наступного складу (г/л): $\text{NiSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ – 140-200, $\text{NiCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ – 5-6, $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ – 120-130, H_3BO_3 – 30-40. Процес нанесення захисного нікелевого покриття проводився у гальванічній ванні без перемішування за кімнатної температури. Катодна густина струму складала 0,5-1 А/дм². Розрахункова товщина нікелевого покриття становила 10 мкм.

Після цього деталь промивали і нарощували основну товщину покриття з електроліту міднення як і у випадку з графітовим електропровідним шаром. Для збільшення контактної поверхні було сконструйовано спеціальні пристосування з двостороннього фольгованого текстоліту (рис. 5.10).



а)



б)

Рисунок 5.10 Пристосування (а) для збільшення контактної поверхні та його монтаж (б) на деталь

При отриманні достатньої товщини мідного покриття було здійснено його полірування фетровою втулкою із полірувальною пастою до дзеркального блиску і нанесення функціонального дзеркального покриття зі срібла. Загальний вигляд деталі до і після нанесення покриття наведено на рис. 5.11.б та рис. 5.11.в відповідно.



а)



б)



в)

Рисунок 5.11 Еліпсоїдальні рефлектори: металевий (а); пластиковий до (б) та після (в) нанесення металевого покриття

Таким чином, запропоновані підходи дозволяють проводити металізацію деталей, отриманих за допомогою 3D друку, надаючи їм необхідних функціональних властивостей.

5.5 Контроль форми еліпсоїдальної поверхні

Незалежно від технології виготовлення ЕР правильність функціонування фотометрів з їх використанням потребує контролю точності отриманої форми і оцінки її відхилення від номінальної, що задається рівнянням еліпсоїду обертання.

Типові методи контактного контролю асферичних поверхонь другого порядку з використанням шаблонів, які, як правило, отримують шляхом вирізання з конусу похилої пластинки, з огляду на конфігурацію рефлектора, придатні в кращому випадку для контролю копіра або ексцентрика при застосуванні технологій траєкторного копіювання [9,11]. Використання сферометрів, що широко поширені при контролі шліфованих та полірованих поверхонь, для визначення відступу внутрішньої дзеркальної еліпсоїдальної поверхні від заданої форми шляхом вимірювання стрілки сегментів її різних зон і порівняння з розрахунковими, потребують суттєвої зміни принципу вимірювань або виготовлення додаткової контрольно-вимірювальної оснастки.

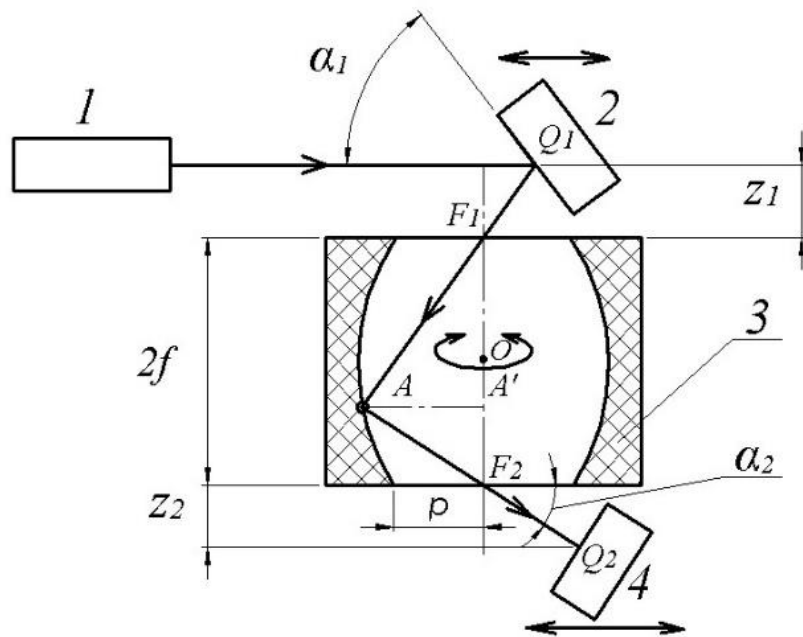
Асферичні поверхні, що утворені обертанням кривих другого порядку навколо їх осі симетрії, до яких відноситься і ЕР, мають корисну властивість: наявність пари анабераційних точок, які є геометричними фокусами цих кривих. Для еліпсоїда, утвореного обертанням еліпса навколо його великої осі, анабераційні точки розташовані по одну сторону від поверхні на кінцевій відстані одна від одної і є її оптичними фокусами. Анабераційні точки є оптично сполученими лише для поверхонь відбиття. Якщо поверхня еліпсоїда має ідеальну форму і точкове джерело світла розташоване точно в одному з геометричних фокусів, то відбиті від поверхні промені утворюють сферичний хвильовий фронт, центр кривизни якого збігається з іншим геометричним фокусом. Різні методи контролю, засновані на використанні анабераційних точок, по суті, зводяться до дослідження хвильового фронту, утвореного відбитими від поверхні променями. Способи дослідження хвильового фронту можуть бути досить різноманітними і ґрунтуватися на різних законах геометричної та фізичної оптики (наприклад, тіньовий метод Фуко, метод Гартмана

або інтерферометрія [19]). Також поширеними методами контролю асферичних поверхонь є автоколімаційні та компенсаційні методи.

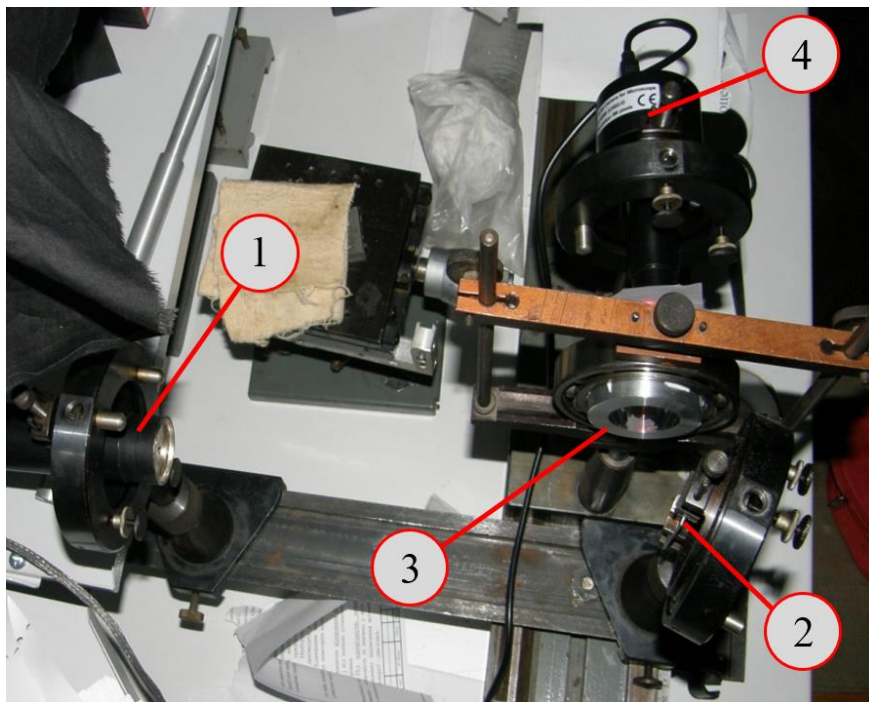
Специфічна конфігурація ЕР, що використовуються в біомедичних фотометрах, не дозволяє безпосередньо використати проаналізовані методи. Тому пошук нових або вдосконалення існуючих схем контролю форми внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїда обертання є актуальною прикладною задачею.

Як у випадку металевих еліпсоїдів (рис. 5.11.а) з полірованою внутрішньою поверхнею, так і виготовлених за допомогою технологій 3D друку з нанесеним дзеркальним покриттям, контроль форми готового виробу має складності в технічній реалізації, що пов'язані з відсутністю придатних засобів контролю. З огляду на це, авторами запропоновано пристрій (рис. 5.12) для контролю форми дзеркального еліпсоїду обертання [18,20], що розроблений на основі методу анабераційних точок. Його функціонування базується на властивості еліпсоїдів направляти випромінювання, що виходить з одного з фокусів F_1 і відбивається від внутрішньої поверхні, у другий фокус F_2 .

Використовуючи цю властивість формуючу оптичну систему 2 та координатний фотоприймач 4 розташовують таким чином аби падаючий та відбитий промінь проходили через відповідні фокуси еліпсоїду обертання. Це досягається взаємною орієнтацією оптичної системи 2 та фотоприймача 4 шляхом зміни кутів α_1 та α_2 . При цьому відстані z_1 та z_2 є фіксованими, а елементи 2 та 4 переміщуються у площинах, перпендикулярних осі обертання еліпсоїда. Для визначення координат точки контролю A за математичним апаратом, що описує процес пошуку направляючих косинусів відбитого променя [1, 21], а також точки його потрапляння на площину фотоприймача Q_2 , використовують систему відліку, що характеризує положення променя (джерела випромінювання) та досліджуваного об'єкту (рефлектора).



а)



б)

Рисунок 5.12 Схема пристрою (а) та загальний вигляд установки (б) для контролю параметрів робочої поверхні дзеркального еліпсоїда обертання:

1 – джерело випромінювання; 2 – формуюча оптична система; 3 – еліпсоїдальний рефлектор; 4 – координатний фотоприймач

З урахуванням того, що запропонований метод контролю реалізований в одній площині, у якій лежать траєкторія руху падаючого та відбитого променя, канонічне рівняння еліпсу та прямої, що містить падаючий промінь вздовж відрізка Q_1A , з початком координат в точці O можна записати у наступному вигляді:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1, \quad (5.6)$$

$$y = f - x \operatorname{tg} 2\alpha_1, \quad (5.7)$$

де a та b – мала та велика напів-осі еліпса; f – його фокальна відстань.

Висоту точки контролю, тобто відрізок $A'F_2$ (рис. 5.12.а), можна визначити, віднайшовши точку перетину еліпсу (5.6) та прямої (5.7):

$$A'F_2 = 2f - x_{1,2} \operatorname{tg} 2\alpha_1 \quad (5.8)$$

де

$$x_{1,2} = \frac{-2fb^2 \pm \sqrt{D}}{2(b^2 - a^2 \operatorname{tg}^2 2\alpha_1)},$$

$$D = (2fb^2)^2 - 4(b^2 - a^2 \operatorname{tg}^2 2\alpha_1)(a^2 \operatorname{tg}^2 2\alpha_1 - f^2)b^2.$$

Оскільки суто математично квадратне рівняння, утворене при вирішенні системи (5.6)-(5.7), має два корені, правильним буде той, при підстановці якого в (5.8) отримаємо висоту точки контролю $A'F_2 \in (0; 2f)$.

З рис. 5.11.а видно, що зміна кута падіння α_1 та сталість відстаней z_1 та z_2 призводить до зміни відрізків Q_1F_1 та Q_2F_2 :

$$Q_1 F_1 = \frac{z_1}{\sin 2\alpha_1}, \quad Q_2 F_2 = \frac{z_2}{\sin \alpha_2} \quad (5.9)$$

При цьому величина, на яку необхідно встановити фотоприймач, визначається виходячи з обчисленого кута α_2 :

$$\operatorname{tg} \alpha_2 = -\frac{A' F_2 \cdot \operatorname{tg} 2\alpha_1}{(2f - A' F_2)} \quad (5.10)$$

Коефіцієнт відбиття робочої поверхні в точці контролю A визначається співвідношенням інтенсивності випромінювання, відбитого внутрішньою стороною ЕР, до інтенсивності випромінювання, що формується оптичною системою 2. З огляду на те, що вимірювання здійснюються у багатьох контрольних точках при обертанні ЕР навколо великої напів-осі, то для плинного контролю падаючої на поверхню рефлектора інтенсивності, котра залежить від можливих флуктуацій джерела випромінювання, можна застосувати свіло-ділильний елемент та допоміжну фотометричну систему.

Запропонований метод забезпечує можливість побудови «цифрової» моделі робочої поверхні еліпсоїду обертання з дійсною формою та коефіцієнтом відбиття за рахунок фіксації координати точки контролю та визначення відхилення відбитого променя від другого фокусу. Альтернативою позиціювання плями, створеної відбитим променем на координатному фотоприймачі, є введення по ходу відбитого променя діафрагми. При цьому кількість світла, що пройшла крізь неї, буде пропорційна відхиленню реальної форми еліпсоїда на висоті, що визначається координатою точки контролю.

Використання різноманітного типу мікроманіпуляторів, наприклад на основі кільцевих п'єзоелементів [22], у якості приводу оптичної системи дозволить забезпечити регулювання роздільної здатності та необхідної кількості точок контролю вздовж осі еліпсоїда в залежності від точності виготовлення ЕР.

Випромінювання від джерела 1 попадає на формуючу оптичну систему 2 і спрямовується на робочу поверхню рефлектора 3. Тип джерела і конструкція оптичної системи 2 визначають спосіб контролю і можуть формувати колімований потік або фокусувати випромінювання в точці A . Відбите внутрішньою дзеркальною поверхнею ЕР світло потрапляє на координатний приймач у вигляді фотометричної плями, розміри та форма якої окрім способу контролю визначаються діаметром падаючого променя, фокальною відстанню f та фокальним параметром p еліпсоїду, а також відхиленням форми поверхні від номінальної. При зазначеній конфігурації схеми вимірювального пристрою формою плями буде еліпс, що складається з окремих пікселів з різною яскравістю фотометричного зображення на координатному фотоприймачі (рис. 5.13). Для визначення відхилення форми еліпсоїдальної поверхні в точці контролю використано величину (5.11), що характеризує середньоквадратичне відхилення (СКВ) координат пікселів, що формують зображення фотометричної плями, від номінального значення, що характеризує геометрію оптичної осі вздовж променя з урахуванням кута падаючого променя α/l та (5.9)-(5.10):

$$\begin{aligned} \Delta &= \sqrt{(x' - x_0)^2 + (y' - y_0)^2} = \\ &= \sqrt{\frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N (x_i - x_0)^2 + \sum_{i=1}^N (y_i - y_0)^2 \right)} \end{aligned} \quad (5.11),$$

де x_i, y_i - координати яскравих пікселів, що формують фотометричну пляму, x_0, y_0 - координати геометричного центру номінальної плями; x', y' - координати геометричного центру реальної плями.

Для номінальної фотометричної плями геометричний центр еліпса, СКВ координат якого є нульовими, співпадає з точкою $Q_2(x_0; y_0)$. Для реальної фотометричної плями, геометричний центр якої визначається СКВ за виразом (5.11), відповідає точці $Q_2'(x'; y')$.

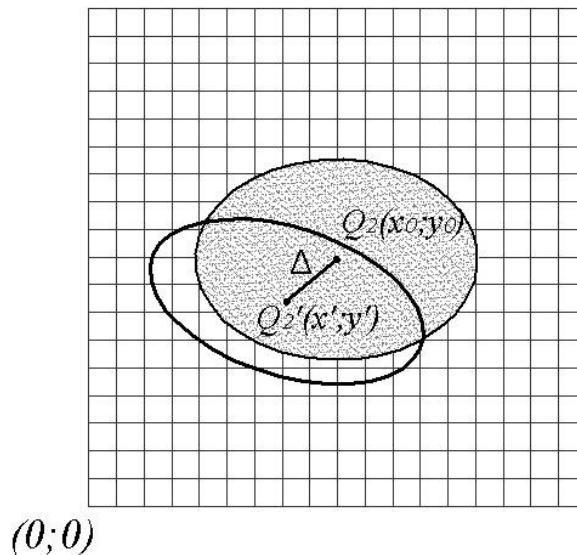


Рисунок 5.13 Схема розміщення номінальної та реальної фотометричних плям

Оскільки при вимірюваннях на кожній з висот $A'F_2$ фотоприймач 4 зафіксований у незмінному проложенні, то порівняльний аналіз фотометричних зображень здійснюється з прив'язкою до крайнього пікселя кадру. Іншим варіантом може бути встановлення у другій фокальній площині еліпсоїду розміченого шаблону з подальшою оцінкою зміщення еліптичної плями відносно його центру.

При обертанні ЕР здійснюється побудова форми об'єкту в поперечному перерізі, а під час взаємного переміщення формуючої оптичної системи та фотоприймача разом з обертанням рефлектора, будується повна дійсна форма робочої поверхні еліпсоїду обертання та коефіцієнту відбиття в кожній точці контролю.

Підготовчими етапами побудови вимірювальної установки за запропонованим методом виділимо наступні. По-перше, визначення механічної складальної бази для забезпечення стабільності та статичності конструкції та зменшення вібрацій та зовнішніх фізичних впливів. Такою базою є оптична лава та допоміжна направляюча для розміщення джерела випромінювання, встановлена на монтажному столі. По-друге, визначення горизонтальної оптичної складальної бази. Цей етап полягає у встановленні оптичної осі джерела випромінювання (у даному випадку ЛГН 208А, з довжиною хвилі $\lambda=0,6328$ мкм, номінальною потужністю 2 мВт та діаметром пучка 1,4 мм) паралельно до оптичної лави.

До основних етапів відносять встановлення та юстування формуючої оптичної системи (плоского дзеркала), еліпсоїдального рефлектора та координатного фотоприймача (КМОП матриці DCM35E) з визначенням кутів α_1 та α_2 й відстаней Q_1F_1 та Q_2F_2 (рис. 5.12.а). При цьому обертального руху еліпсоїдальному рефлектору надає підшипниковий механізм, відцентрований по відношенню до складальних баз установки. Матричний фотоприймач підключається до комп'ютера і за допомогою програмного забезпечення «ScopePhoto» здійснюється фіксація фотометричної плями.

У якості досліджуваних рефлекторів були обрані дзеркальні еліпсоїди обертання, виготовлені методом траєкторного копіювання [9] та шляхом металізації деталі, надрукованої з АБС пластику на 3D принтері [18], з ексцентриситетом 0,66 та фокальним параметром 16,875 мм. Зазначимо, що у результаті металізації параметри еліпсоїда були змінені за рахунок нанесення на його внутрішню поверхню додаткових шарів. Але оскільки оцінка відхилення дійсної форми здійснюється по відношенню до номінальної, використання еліпсоїдів з різними параметрами не порушує аналітичного принципу та не впливає на кінцеву точність методу.

Експеримент був проведений у 5 площинах на різних висотах $A'F_2$ в 24 точках у кожній площині з кроком обертання еліпсоїда в 15° . У кожній точці контролю зроблено 10 знімків, величина відхилення за аналізом яких була усереднена. При вимірюваннях був використаний напівпрозорий розмічений шаблон і отримана серія зображень фотометричних плям (рис. 5.14). Першим числом на рис. 5.14 позначено кут, на який був повернутий ЕР навколо своєї великої напів-осі, а другим – кут α_1 .

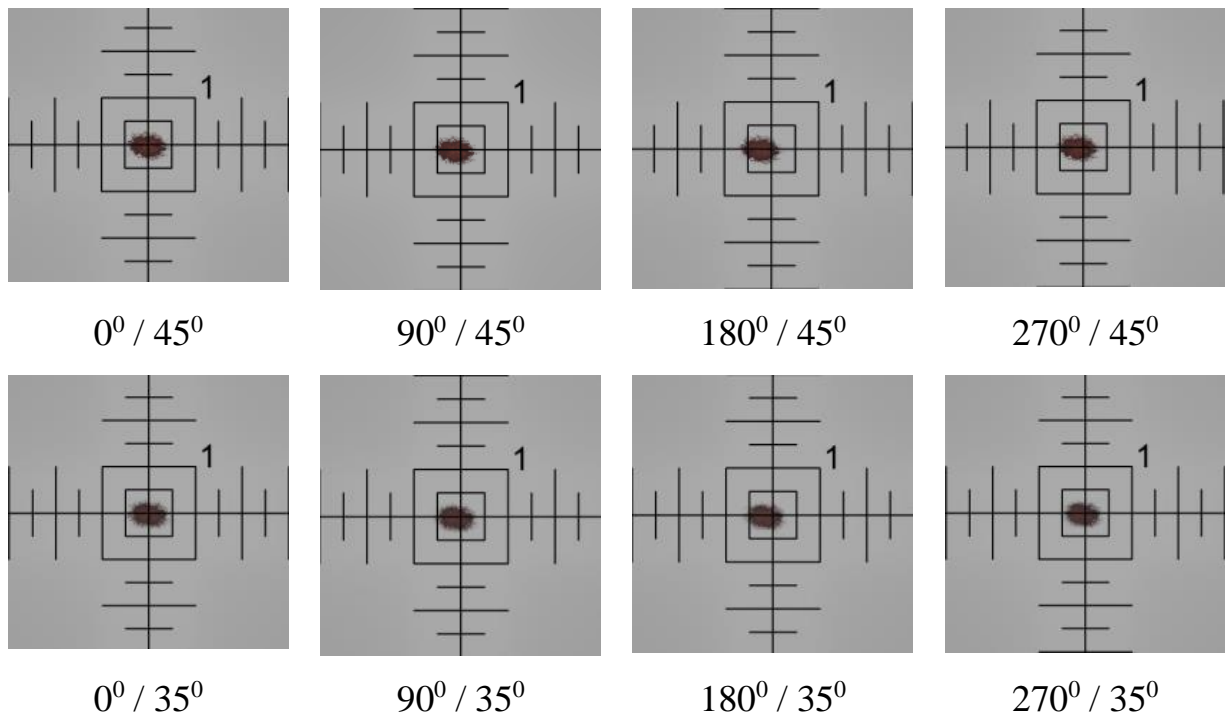
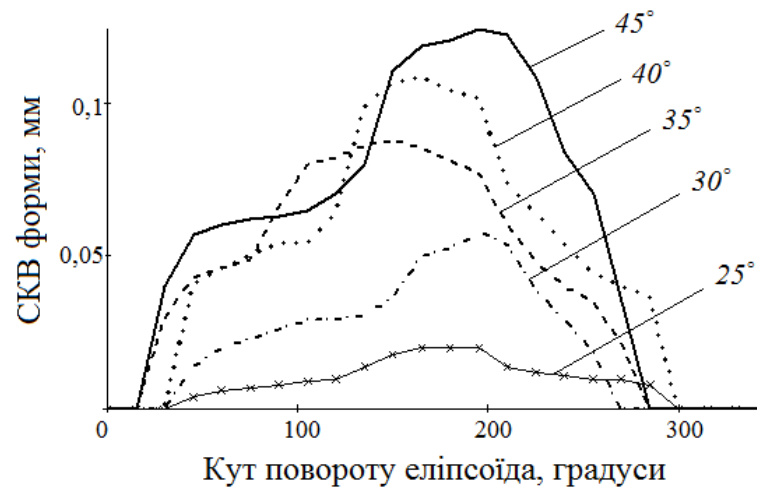


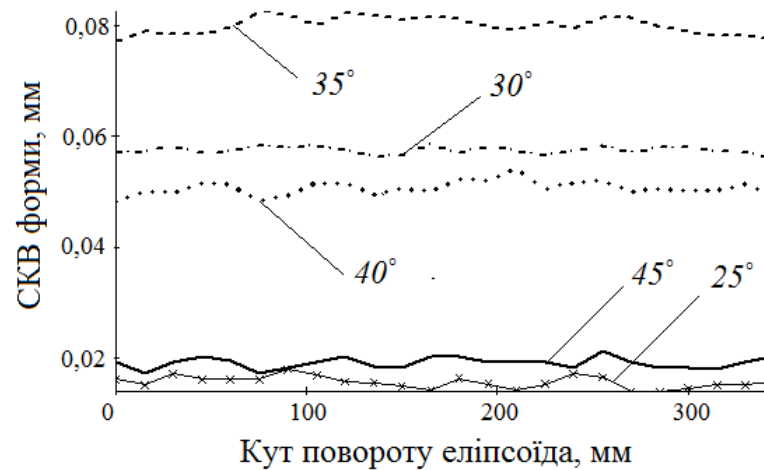
Рисунок 5.14 Центральна частина зображення фотометричної плями з шаблоном при обмірі металевого ЕР

З урахуванням (5.11) набір функцій середньоквадратичного відхилення в п'яти обмірних площинах для металевих та металізованих пластикових еліпсоїдів представлені на рис. 5.15.

Особливості застосування запропонованого математичного апарату показують, що відхилення форми поверхні виражається додатними значеннями. Проте, як видно з рис. 5.14, зміщення геометричного центру реальної фотометричної плями і по координаті x , і/або по координаті y може бути від'ємним. При цьому додатне відхилення буде коли середньоарифметичні значення координат фотометричної плями потраплять у першу та третю координатну чверть, і від'ємне – коли у другу та четверту. Зазначена обставина може бути врахована при корекції математичного апарату поширення оптичного випромінювання у біомедичному фотометрії.



а)



б)

Рисунок 5.15 СКВ форми поверхні еліпсоїду обертання: для металевого (а) та металізованого пластикового (б) рефlectorів при різних кутах падіння α_l

Аналізуючи графіки на рис. 5.15.а, можна побачити, що контрольований металевий еліпсоїд обертання має перекус робочої дзеркальної поверхні відносно оптичної осі. Це могло бути спричинене неточним встановленням його під час виготовлення. Металізований пластиковий еліпсоїд, як видно з рис. 5.15.б, має суттєво менші відхилення СКВ, що свідчить як про точне базування при 3D друці, так і про рівномірність нанесених металічних шарів. Проте зміщення відхилення для різних кутів падіння α_l , котрі визначають висоту положення точки контролю,

свідчать про те, що внутрішня поверхня EP була недостатньо добре підготовлена шляхом механічного очищення. З урахуванням точності використаного 3D друку (100 мкм) більше очищення практично неможливе, оскільки суттєво спотворює форму еліпсоїдальної поверхні. У такому разі доцільно використовувати 3D принтери, що забезпечують більш високу точність друку.

Слід зазначити, що викладений у цьому розділі дисертації матеріал, корелює з науковими публікаціями автора [11] та [18] і має певну схожість формулювань.

5.6 Висновки до розділу 5

1. На підставі обґрунтування типу матеріалу рефлектора розглянуті особливості методу траєкторного копіювання при виготовленні внутрішньої еліпсоїдальної дзеркальної поверхні.

2. Вдосконалено вертикально-розточувальну технологію з ексцентриковим механізмом для формоутворення внутрішньої відбиваючої еліпсоїдальної поверхні та розроблено аналітичну модель залежності руху робочої ланки ексцентрика для переміщення крайньої точки вильоту вершини обробляючого інструменту відносно осі обертання тримача різця.

3. На підставі обґрунтування матеріалу та виду 3Д-друку вдосконалено технологію хіміко-гальванічної металізації, що забезпечила виготовлення еліпсоїдального рефлектора з внутрішньою дзеркальною поверхнею.

4. Розроблено аналітичну модель та установку для контролю форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів, що реалізує принципи вдосконаленого методу анабераційних точок при дослідженні якості дзеркальних поверхонь 2-го порядку.

5. Середньоквадратичне відхилення геометричного центру реальної та номінальної фотометричних плям, виміряні при різних кутах падіння при дослідженні форми металевого та металізованого пластикового рефлекторах показали більшу рівномірність контрольованої форми останнього. Врахування реальної форми робочої поверхні рефлекторів біомедичних фотометрів дозволить підвищити достовірність візуалізації при прямій задачі поширення оптичного випромінювання в системі «біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор» та точність визначення оптичних властивостей середовищ при оберненій задачі.

Список використаних джерел до розділу 5

1. Безуглий М.О., Ботвиновський Д.В., Зубарєв В.В., Коцур Я.О. "Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні", *Методи та прилади контролю якості*, №27, с.77 – 83, 2011.
2. М.А. Bezuglyi, A.V. Yarych, and D.V. Botvinovskii, "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", *Optics and Spectroscopy*, no. 113, pp.101–107, 2012.
3. М.А. Зленко, М.В. Нагайцев, В.М. Довбыш, *Аддитивные технологии в машиностроении: пособие для инженеров*, М: ГНЦ РФ ФГУП «НАМИ», 2015.
4. Л.В. Попов, С.В. Любарский, В.Г. Соболев, С.Е. Шевцов, "Алмазное точение в производстве оптических деталей", *Оптико-механическая промышленность*, №11, с. 12 – 17, 1990.
5. Л.В. Попов, Э.И. Шепурев, "Асферизация оптических поверхностей методом репликации", *Оптико-механическая промышленность*, №11, с. 24 – 26, 1990.
6. В.И. Каширин, *Основы формообразования оптических поверхностей: курс лекций*, Екатеринбург: ГОУ ВПО УГТУ-УПИ, 2006.
7. А.В. Соколов, *Оптические свойства металлов*, М.: Физматлит, 1961.
8. Г.А. Корн, и Т.М. Корн, *Справочник по математике*, М.: Наука, 1978.
9. Ю.С. Иванов, О.О. Монсар, та І.І. Синявський, "Виготовлення глибокої асферики траєкторним копіюванням та її застосування", *Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування*, вип.28, с.24 – 28, 2004.
10. Ю.Б. Серебренник, А.И. Лурье, и В.Е. Косинский, "Отделочная обработка деталей сложного профиля алмазным инструментом на каучуковой связке", *Сверхтвердые материалы*, №1, с. 76 – 78, 1984.
11. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, та А.Г. Козловський, "Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том. 52, №2, с.76-81, 2016.

12. C. Atwood, M. Griffith, L. Harwell, et al., "Laser Engineered Net Shaping (LENS): A Tool for Direct Fabrication of Metal Parts", in *Proc. 17th International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics*, pp. 1549, 1998.
13. S.-H. Ahn, M. Montero, D. Odell, Sh. Roundy, and P. K. Wright, "Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS", *Rapid Prototyping Journal*, vol. 8, no. 4, pp. 248 – 257, 2002.
14. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320V.
15. M. W. Barclift, Ch. B. Williams, "Examining variability in the mechanical properties of parts manufactured via polyjet direct 3d printing", *Discover the world's research*, pp. 876 – 890, 2012.
16. B. Mueller, and D. Kochan, "Laminated object manufacturing for rapid tooling and patternmaking in foundry industry", *Computers in Industry*, vol. 39, no. 1, pp. 47–53, 1999.
17. M. V. Byk, O. V. Linucheva, R. I. Hulian et al., "Die funktionale Mehrfachbeschichtung der Oberfläche von quarzartigen Resonatoren", *Austrian Journal of Technical and Natural Sciences*, № 11–12, pp. 116-119, 2014.
18. М.О. Безуглий, О.В. Лінючева, Н.В. Безугла, М.В. Бик, та С.А Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том.53, №1, с.62-69, 2017.
19. Д.Т. Пуряев, *Методы контроля оптических асферических поверхностей*, Москва: Машиностроение, 1976.
20. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, та М.Г. Баринов, "Спосіб контролю форми дзеркального еліпсоїда обертання", патент України на корисну модель, *МПК51 G01M 11/00 № 78518*, 25.03.2013 р.
21. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Applied Optics*, no. 56 (30), pp. 8520–8526, 2017.
22. С.Ф. Петренко, Мікроманіпулятор, патент України на винахід, *МКП51 G02B21/32 №71044*, 15.11.2004 р.

РОЗДІЛ 6

ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ФОТОМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

У даному розгляді розглядаються особливості світлорозсіяння в системі «ДВ + БС + ВЗ» для різних профілів розподілу енергії в лазерному пучку та їх вплив на відносний розподіл освітленості фотометричних зображень при їх зонному аналізі для різних шарів шкіри людини. Розглядають засади впливу параметрів еліпсоїдальних рефлекторів на граничні геометричні властивості розсіяного оптичного випромінювання в прямому та зворотному напрямку, а також обґрунтовано вплив діаметру та потужності падаючого променя в задачах раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами.

6.1 Вплив профілю розподілу енергії в центральній поперечній моді лазерного пучка на формування фотометричних зображень

Як було зазначено в попередніх розділах, клас сучасних оптичних інформаційно-вимірювальних засобів, що використовуються для неінвазивної та малоінвазивної діагностики різноманітних показників, станів та захворювань, використовує світлодіодне або лазерне зондує випромінювання відповідних енергетичних характеристик та довжини хвилі. Пульсоксиметрія, глюкометрія, хроаметрія, мексаметрія, лазерна доплерівська флуометрія, оптична профілометрія [1] – невелика за номенклатурою, проте найчисленніша за виготовленими виробами група оптичних методів, що широко використовується в клінічній та лабораторній практиці. Враховуючи, що зазначені методи реалізовані у відбитому та/або у пропущеному світлі, а основним світлорозсіювальним органом при цьому є шкіра людини, то оцінити вплив її оптичних властивостей на показники зареєстрованого світла є важливою та актуальною задачею.

Навіть більш складні системи оптичної неінвазивної діагностики як оптична дифузна або когерентна томографія, конфокальна мікроскопія, дерматоскопія в процедурі медичної візуалізації [2] враховують світлорозсіювальні та світлопоглинальні властивості шкіри. Кожен з перерахованих методів дозволяє проводити оцінку структури шкірних покривів в нормі і при патологічних станах на різній глибині і з різною роздільною здатністю. Перевагою неінвазивних методів дослідження перед традиційною біопсією полягають не тільки в можливості швидкого отримання зображення клітин, тканин і рельєфу шкіри в режимі реального часу, але і в об'єктивізації спостереження в динаміці й оцінки ефективності світлової терапії. Як відмічають автори [1,3] через багатошарові і багатокомпонентні структури шкіри взаємодія світла з нею виявляється доволі складною. Роговий шар відбиває близько 5-7% падаючого випромінювання. Колімований пучок світла перетворюється в дифузний за рахунок мікроскопічних неоднорідностей на межі «повітря - роговий шар». Значна частина відбитого шкірою світла утворюється за рахунок розсіяння назад різними шарами тканини (роговий шар, епідерміс, дерма і мікросудинна система). Поглинання розсіяного світла пігментами шкіри дає кількісну інформацію про концентрацію білірубіну, меланіну, води, про насичення гемоглобіну киснем, реальний зміст різних поглиначів в тканини і крові, що є основою ряду зазначених вище діагностичних методів [1,4]. Значне проникнення видимого та ближнього інфрачервоного світла через шкіру всередину організму людини, в області довжин хвиль так званого «терапевтичного вікна» (650-900 нм), є основою ряду методів фототерапії [5].

За параметрами вимірювання та технічною сутністю прилади та системи, що реалізують ці методи, відносяться до класу фотометрів. Конструкції таких пристроїв з точки зору використаних оптичних систем є доволі типовими. Проте достовірність та точність вимірювальних величин досі залишається проблемною. По-перше це пояснюється втратами корисного оптичного сигналу внаслідок неможливості повної реєстрації розсіяного БТ випромінювання приймальною апертурою. А по-друге – математична модель поширення оптичного випромінювання, що забезпечує

взаємозв'язок результатів вимірювання з фізіологічними показниками, не завжди враховує особливості вимірювальної системи фотометру. З огляду на загальні принципи функціонування зазначених біомедичних фотометрів, останні оснащуються вимірювальним ядром у вигляді (ЕР) для підвищення питомої ваги зареєстрованого оптичного сигналу [6]. Як показує практика реального і модельного експериментів, належний підбір параметрів рефлектора, а також джерела та приймача оптичного випромінювання [7] дозволяє обрати необхідну конфігурацію вимірювального засобу для різноманітних задач біомедичного експерименту. Як у багатьох методах біофотоніки, так і в методі еліпсоїдальної фотометрії зокрема, однією з необхідних умов розгляду взаємодії оптичного випромінювання з біологічним середовищем є колімованість падаючого випромінювання. Тому профіль розподілу енергії джерела випромінювання в поперечному напрямку до поширення світла і його вплив на особливості рей-трейсингу [8] в системі «біологічне середовище + еліпсоїдальний рефлектор» та на просторовий розподіл розсіяного світла представляє практичний інтерес. Оцінимо вплив профілю розподілу енергії в поперечному перетині лазерного пучка на світлорозсіяння шкірою людини при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

6.1.1 Вихідні положення

Вихідні параметри лазерного джерела випромінювання, як то спектральні характеристики, діаграма спрямованості, середня або імпульсна потужність, ступінь когерентності та модовість [3] суттєво впливають на оптичні властивості, що описують взаємодію такого випромінювання з БС. Оскільки визначення оптичних параметрів БС та БТ вирішується в рамках інверсних методів біомедичного аналізу, то належне врахування параметрів джерела при вирішенні прямої задачі, дозволить суттєво підвищити її точність. З огляду на переваги, сформульовані в [9,10] для фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами, серед прямих методів моделювання поширення світла в БС автори виділяють метод Монте-Карло. При його реалізації

цілком можливо врахувати такі параметри джерела як потужність та розподіл енергії в поперечних модах. У свою чергу, спектральні характеристики лазерного випромінювання закладені в оптичних коефіцієнтах розсіяння та поглинання, факторі анізотропії розсіяння, а також у показнику заломлення, що характеризують БС. З огляду на конструкцію фотометрів з ЕР та їх призначення, повздовжній профіль лазерного пучка (діаграма спрямованості, розбіжність), що традиційно вважається Гаусовим, не несе діагностично значущої інформації і тому в даній роботі не розглядається.

Оскільки розподіл потужності в лазерному пучку визначається властивостями активного резонатора, у якому можуть існувати різноманітні стаціонарні конфігурації електромагнітного поля (моди або типи коливань), то зміна напрямків поля в ортогональній січній пучка по кожній із координат [11] може бути врахована для конкретного типу лазера визначеної потужності. Для одномодового лазера поперечна мода TEM₀₀ нижчого порядку підпорядкована закону гаусового розподілу інтенсивності навколо центрального максимуму (6.1). Ця поперечна мода дозволяє сфокусувати лазерний промінь в мінімальну пляму з високою щільністю потужності.

$$\frac{I(r)}{I_0} = e^{\left(-2\frac{r^2}{r_0^2}\right)}. \quad (6.1)$$

де I_0 – інтенсивність в центрі гаусового пучка, а r_0 – радіус лазерного пучка.

Далі здійснено аналіз впливу профілю основної поперечної моди з гаусовим розподілом. Також розглянуті випадки нескінченно тонкого пучка та пучка кінцевого діаметру з рівномірним розподілом (рис.6.1). На практиці до нескінченно тонкого пучка можна наблизитись шляхом використання однієї, а подекуди, двох послідовно встановлених діафрагм, з отвором малого діаметру. У цьому випадку діаметр лазерного пучка прямує до нуля. Гаусів профіль основної поперечної моди відповідає параметрам реальних лазерних джерел без використання передаточної оптики,

причому радіус пучка визначається максимальним значенням інтенсивності в центрі пучка зменшеним в e^2 разів. Практично рівномірний розподіл є результатом використання тонкої пластинки молочного скла з коліматорною оптичною системою, величина кутового збільшення якої відповідає за діаметр вихідного пучка, а також відповідної діафрагми, що виконує функцію просторового фільтра. При цьому як граничні випадки розподілу інтенсивності, так і гаусів поперечний профіль вважаються вісье-симетричними і центрованими по відношенню до приймальної площини фотодетектора.

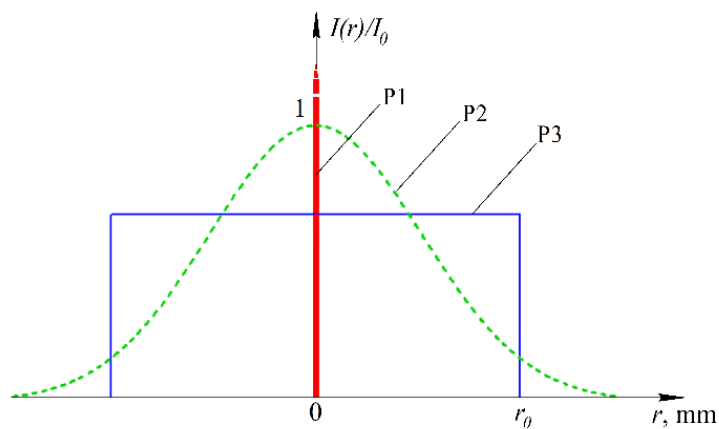


Рисунок 6.1 Поперечний розподіл потужності лазеру: P1 – нескінченно тонкий пучок; P2 – пучок гаусового перетину; P3 – пучок з рівномірною інтенсивністю

Перехід до величин потужності лазерного джерела (у випадку безперервного випромінювання) та енергії (у випадку імпульсного випромінювання) можливий тільки в контексті конкретного типу лазеру та методу вимірювання зазначених енергетичних параметрів. У рамках чисельного експерименту, представленого нижче вважатимемо номінальну потужність лазерного випромінювання підінтегральною функцією графіків, зображених на рис. 6.1. При цьому випромінювання, що падає на досліджуваний зразок, вважається однаковим для трьох розглянутих випадків поперечного профілю його розподілу.

Як і анатомічно, так і оптично, шкіру людини можна представити як одношаровим органом, так і багатошаровим з кількістю шарів, що може досягати 10 [12-14]. При цьому окремі з цих шарів є спорідненими з незначними відмінностями в

оптичних коефіцієнтах розсіяння та поглинання і однаковим показником заломлення [15]. Тому для дослідження в даній роботі було обрано чотирьох-шарову структуру, оптичні властивості якої наведено в таблиці 6.1. При цьому діапазон товщин зазначених шарів відповідає [16]. Аналіз оптичних властивостей дозволяє віднести роговий шар та епідерміс у цій структурі до сильно розсіювальних шарів. Порівняно з якими дерма та жирова тканина вважатимуться слабо розсіювальними.

Таблиця 6.1 Оптичні властивості шарів шкіри людини

Шари шкіри людини	n	μ_a	μ_s	g	d , мм
Роговий шар	1.5	0.1	100	0.8	0.02 ... 0.62
Епідерміс	1.34	0.15	45	0.8	0.035 ... 0.726
Дерма	1.39	0.073	20	0.76	0.66 ... 4,76
Жирова тканина	1.44	0.068	15	0.8	0.03 ... 8,38

Алгоритмізація поширення світла в багатошаровому БС методом Монте-Карло передбачає покроковий розгляд актів взаємодії падаючого фотона з початковою вагою з розсіювальним (поглинальним) центром в окремому шарі (розділ 4). Результатами моделювання є координати виходу фотона зі зменшеною вагою та направляючі косинуси, що з урахуванням механізму рей-трейсингу в системі «БС+ЕР» формують просторовий розподіл розсіяного випромінювання у фотоприймальній площині вимірювальної системи. При цьому враховуються френелівські втрати на межах розподілу розглянутих шарів шкіри людини. Модельна багатошаровість шкіри передбачає сталість як оптичних властивостей, так і товщин рогового шару, епідермісу, дерми та жирової тканини. Тому реальна варіативність товщин шарів не може бути врахована і оцінити вплив профілю падаючого пучка променів на таку структуру є вкрай часо-витратним процесом. Тому в даному дослідженні було розглянуто вплив поперечного перетину розподілу енергії в лазерному пучку для окремих шарів шкіри людини у вперед на назад розсіяному світлі з використанням методу дзеркальних еліпсоїдів обертання, що працюють одночасно у світлі, що відбилось і пройшло крізь зразок. У якості інформаційно-вимірювальної системи була використана модельна конфігурація фотометру

(рис. 6.2), аналогічна експериментальному зразку, застосованому в [7,8], а також алгоритм симуляції Монте-Карло в системі «БС+ЕР».

У випадку, коли координатний приймач мав би розміри, що відповідають діаметру робочого вікна рефлектора (подвоєному фокальному параметру) і розміщувався своєю чутливою площиною безпосередньо в його другій фокальній площині, то у формуванні фотометричного зображення брали б участь всі промені, що вийшли зі зразка БС. Оскільки розміри матриці ПЗЗ камери набагато менші робочого вікна, то у фотометрії використовується узгоджувальна оптична система, що проектує фотометричне зображення, сформоване в другій фокальній площині у фото-приймальну площину матриці. Тобто фактично у цьому випадку у формуванні фотометричного зображення беруть участь лише промені, що взаємодіяли з рефлектором.

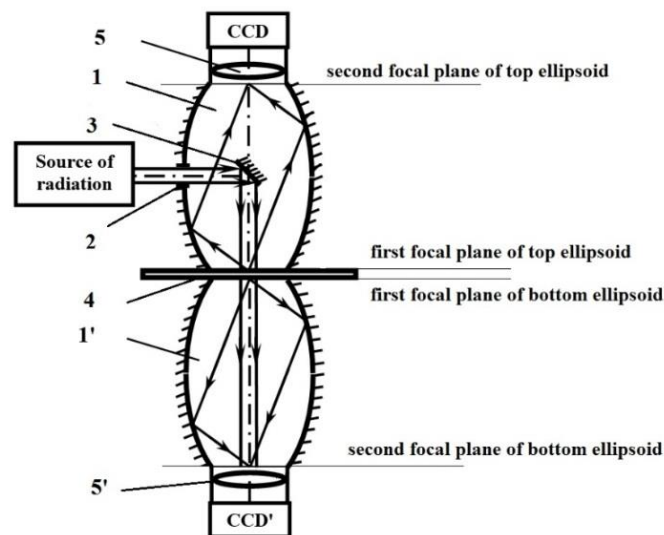


Рисунок 6.2 Схема модельного фотометру: 1 – верхній ЕР; 1' – нижній ЕР; 2 – вхідне вікно; 3 – плоске дзеркало; 5 та 5' – узгоджувальні оптичні системи

Тому для порівняння зображень, отриманих реальним фотометром та побудованим у ході симуляції в модельному фотометрі необхідно застосувати відповідну фільтрацію і виокремити у фотометричних зображеннях лише частину випромінювання, що відбилась від внутрішньої дзеркальної поверхні рефлектору, адже інша частина випромінювання не потрапляє на ПЗЗ матрицю. Таким чином можна врахувати дію об'єктивної оптичної системи реального фотометру в

результатах чисельного моделювання. Плоске дзеркало 3, на яке світло від джерела випромінювання потрапляє через вхідне вікно 2, розташоване на малій осі еліпсоїда обертання. У модельному експерименті точкою запуску променів є центр плоского дзеркала, що співпадає з математичним центром еліпсоїда, а початкова вага фотонів зменшена на коефіцієнт відбиття дзеркала 3, що використане в реальному фотометрі.

6.1.2 Оцінка впливу профілю центральної поперечної моди на світлорозсіювання шарами шкіри людини

Моделювання здійснено з використанням спеціалізованого програмного забезпечення авторської розробки [17]. Воно показало свою адекватність як при чисельному порівнянні обчислених значень коефіцієнтів дифузного відбиття, поглинання та повного пропускання, так і при аналізі фотометричних зображень реального та модельного експериментів [18]. Кількість запущених фотонів була обраною 20 млн для наближення параметрів падаючого випромінювання до можливостей приймально-реєструючої системи, що використовує монохромну ПЗЗ камеру. Для всіх трьох розглянутих випадків розміри окремих фотонів були адаптовані до форми розмірів пікселя фотометричного зображення. Одинична вага фотонів моделювалась білим кольором, а менші значення – відтінками сірого. У результаті моделювання була отримана серія фотометричних зображень другої фокальної площини верхнього та нижнього еліпсоїдів (рис. 6.2) для окремих шарів шкіри людини різних товщин (рис. 6.3) при розглянутих профілях падаючого лазерного пучка. Фотометричний просторовий розподіл у другій фокальній площині верхнього еліпсоїда відповідає за світло, розсіяне назад, а у другій фокальній площині нижнього еліпсоїда – за світло, розсіяне вперед.

На основі принципів зонного аналізу вісе-симетричних зображень при еліпсоїдальній фотометрії [18] отримані графіки залежності освітленості (інтенсивності в пікселях віднесеної до площі відповідних зон) для середнього та зовнішнього кільця фотометричних зображень (рис. 6.4 – рис.6.7).

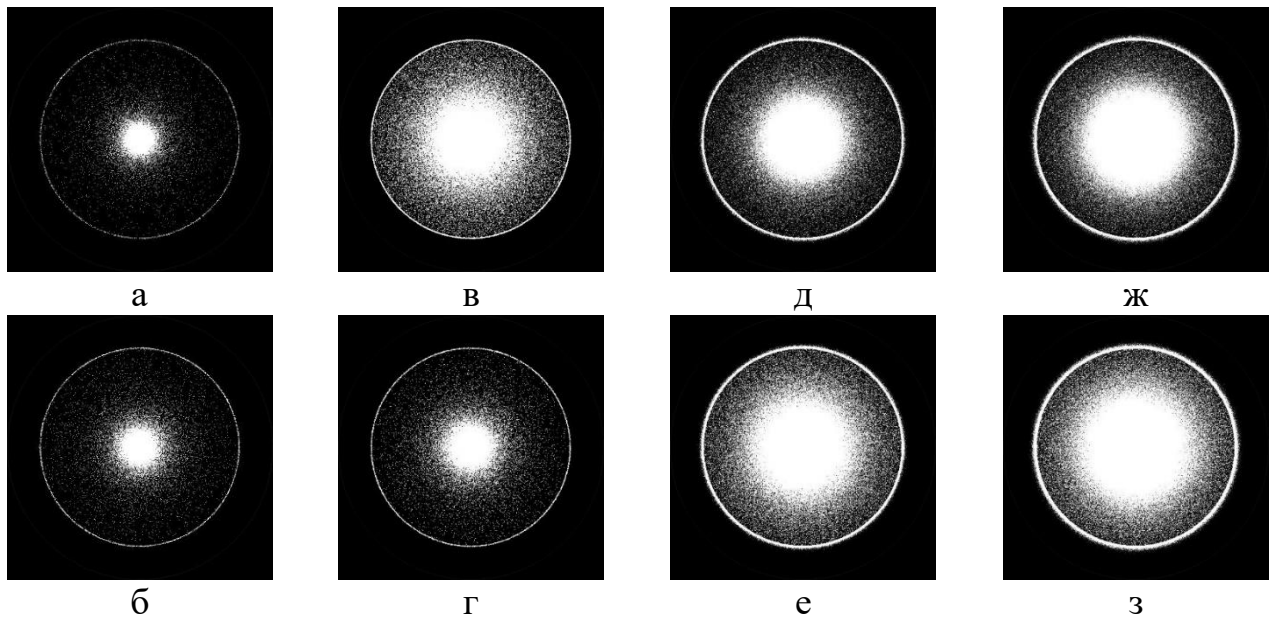


Рисунок 6.3 Фотометричні зображення розсіяного вперед та назад світла для моделі рогового шару товщиною 0.02 мм (а, б) епідермісу товщиною 0.035 мм (в, г), дерми товщиною 1.56 мм (д, е) та жирової тканини товщиною 2.12 мм (ж, з) шкіри людини відповідно для падаючого пучка з рівномірним розподілом інтенсивності

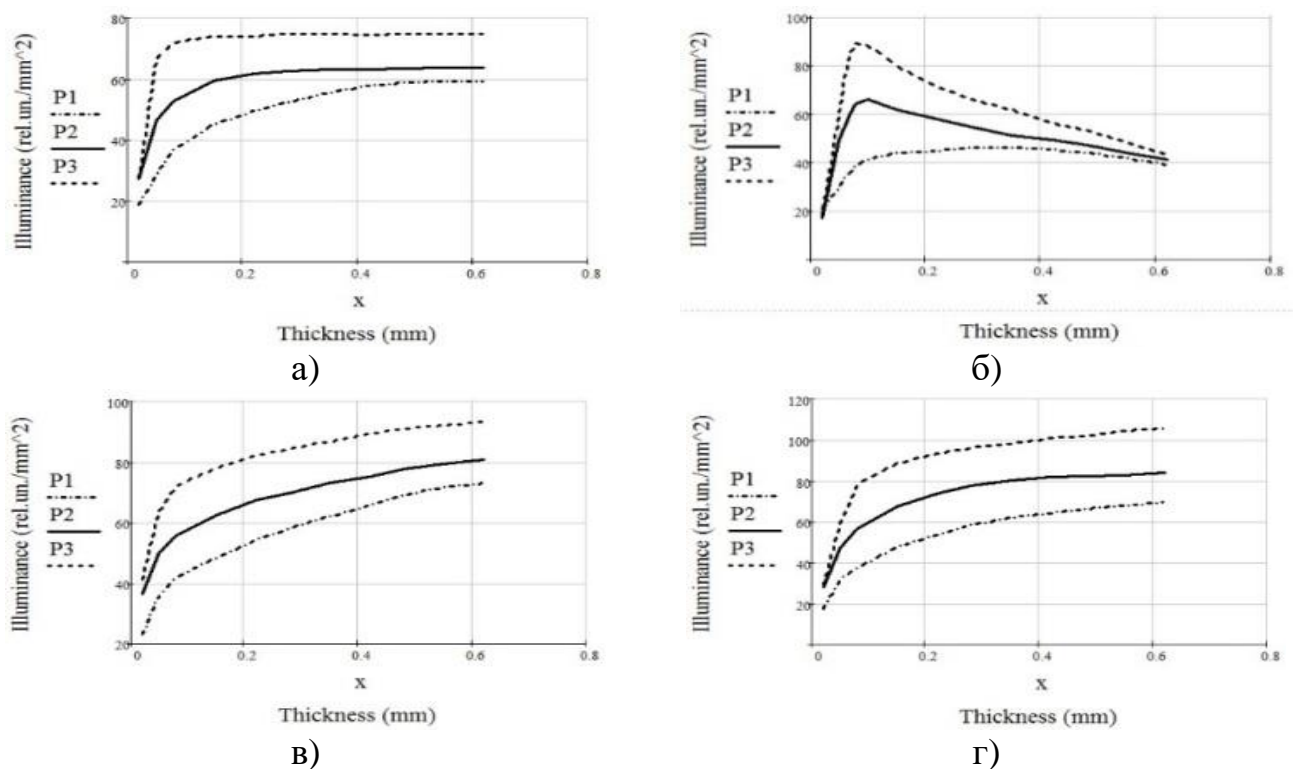


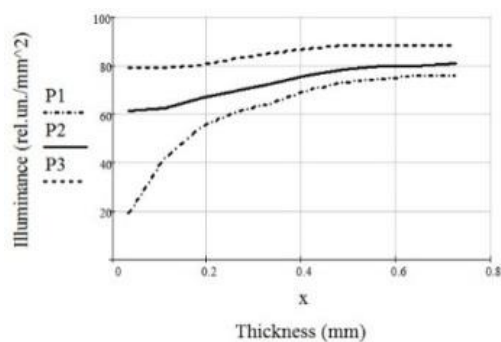
Рисунок 6.4 Освітленість крайової зони та центрального кільця фотометричних зображень для моделі рогового шару різної товщини у розсіяному вперед (а,б) та назад світлі (в,г) відповідно

При цьому похибка α визначення освітленості в середньому кільці фотометричного зображення, що виражена відносним відхиленням рівня освітленості центрального кола в кожній серії модельних експериментів становить 0.02 % та 0.007 % для рогового шару, 0.015 % та 0.024 % для епідермісу, 0.004 % та 0.003 % для дерми, 0.01 % та 0.03 % для жирової тканини у світлі, розсіяному вперед та назад відповідно.

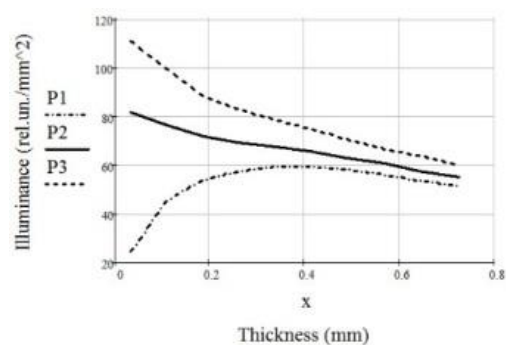
Рівень освітленості центрального кола є рівномірним і включає в себе колімовану складову, а також складову, що характеризує основну пелюстку «діаграми направленості» розсіювання вперед або назад. Зазначена похибка визначає точність визначення меж центрального кола фотометричного зображення, де освітленість рівномірна, і співвідноситься з величиною порогу чутливості, введеному в [18], як $(100-\alpha)\%$. Параметри основної пелюстки та середнього кільця можуть бути використані для дослідження індикатриси розсіювання товщинними шарами БС, а відтак і для визначення фактору анізотропії однократного розсіювання [19, 20], проте в рамках даного дослідження не розглядались.

При аналізі графіків зазначимо, що реальний діапазон змін товщин розглянутих шарів шкіри людини знаходиться в межах величин, наведених в Табл. 6.1. Тому оцінку впливу профілю падаючого пучка на просторовий розподіл розсіяного випромінювання у фотометричних зображеннях (рис. 6.3) окремих шарів доцільно було б вести в зазначеній комбінації товщин при багатошаровій структурі. Проте комбінація таких різно-товщинних шарів шкіри в одному модельному експерименті може мати скільки-завгодно багато варіацій.

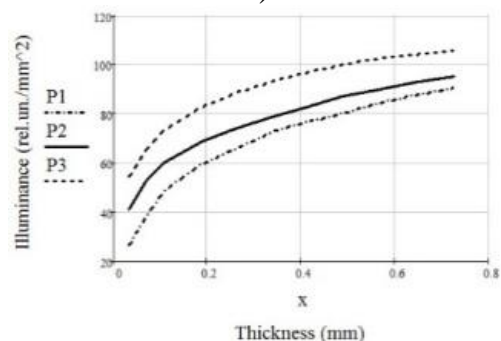
Як показали попередні оціночні тести пошук рішення для таких задач потребує додаткового аналітичного базису. Тому в рамках даного дослідження проаналізовано вплив окремих шарів шкіри людини на просторовий розподіл при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.



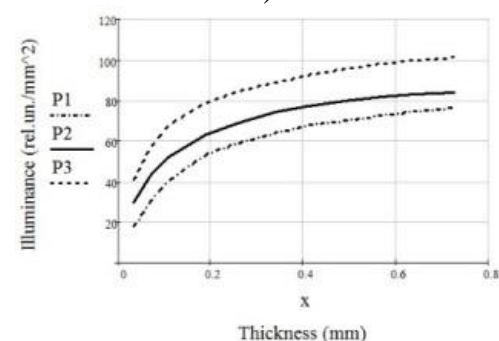
а)



б)

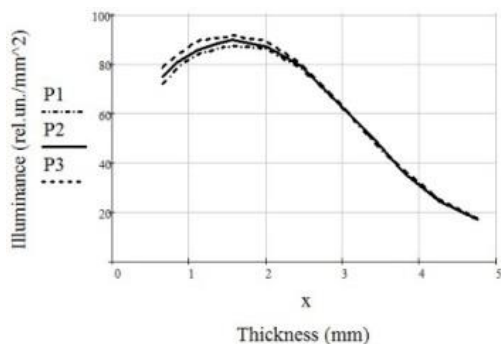


в)

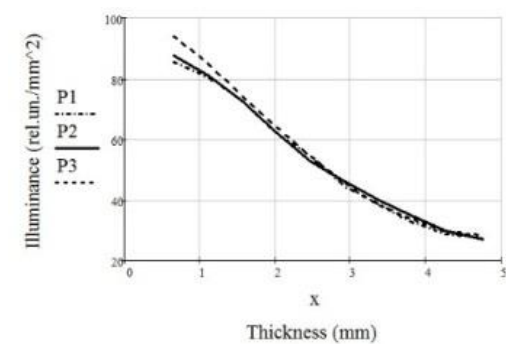


г)

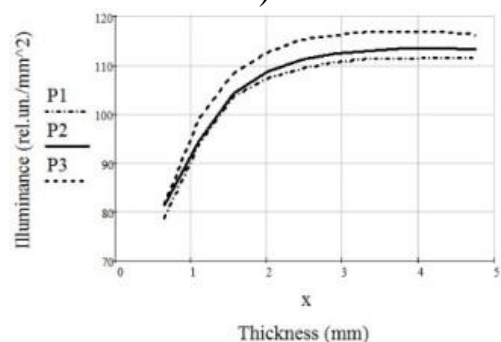
Рисунок 6.5 Освітленість зовнішнього та центрального кільця фотометричних зображень епідермісу різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад (в, г) світлі



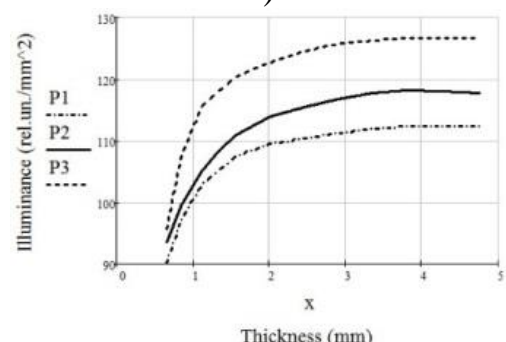
а)



б)



в)



г)

Рисунок 6.6 Освітленість зовнішнього та центрального кільця фотометричних зображень для моделі дерми різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад (в, г) світлі відповідно

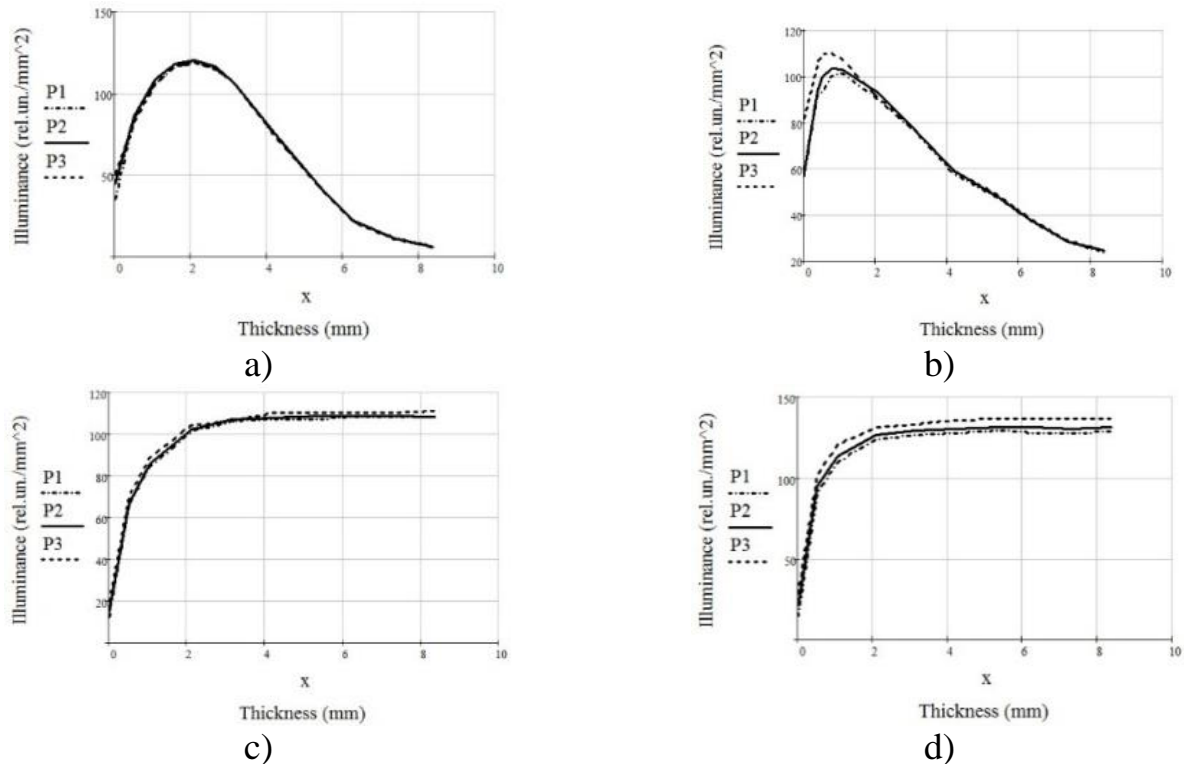


Рисунок 6.7 Освітленість крайової зони та центрального кільця фотометричних зображень для моделі жирової тканини різної товщини у розсіяному вперед (а, б) та назад (в, г) світлі відповідно

Порівняємо графіки для рогового шару (рис. 6.4) та епідермісу (рис. 6.5) з залежністю різних зон в фотометричних зображеннях для дерми (рис. 6.6) та жирової тканини (рис. 6.7). З рисунків видно, що і у відбитому світлі, і у світлі, що пройшло крізь зразок БС, профіль поперечного перетину лазерного колімованого пучка суттєво впливає на розподіл освітленості як крайової зони, так і середнього кільця [18] фотометричного зображення рогового шару та епідермісу. Таким чином, профіль падаючого пучка для цих світлорозсіювальних тканин матиме вирішальний вплив на світлорозсіювання багатошарової структури шкіри людини незалежно від товщини зазначених шарів. У той же час для жирової тканини вплив профілю лазерного пучка в прикладних задачах біомедичної фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами не матиме суттєвого впливу на світлорозсіювання. А це значить, що вклад просторового розподілу розсіяного світла жировою тканиною при розгляді багатошарової структури шкіри може бути представлений постійною складовою при визначеній

товщині. Нетиповим для даного розгляду є світлорозсіання дермою (рис. 6.6). Причому залежність для освітленості у розсіяному вперед світлі від профілю падаючого пучка незначна практично для всіх розглянутих товщин. Це також дозволяє при побудові аналітичної моделі світлорозсіання вперед врахувати ефекти поширення випромінювання в дермі постійною складовою. Тобто вплив профілю падаючого пучка на світлорозсіання дерми в напрямку вперед нагадує аналогічне світлорозсіанню і вперед і назад для жирової тканини. У той же час вплив профілю лазера на світлорозсіання дерми в напрямку назад більш схожий з характером розсіання в епідермісі та роговому шарі. Причому вплив профілю на світлорозсіання вперед для рогового шару занадто великий для малих товщин даного БС, що особливо впливатиме при дослідженні зразків шкіри людини, взятих від губ, чола, носа, грудей, статевих органів, живота, спини, плеча, передпліччя та стегна [16].

Зазначимо, що освітленість середнього кільця та крайової зони графіків для різних профілів падаючого пучка можна вважати типовою, оскільки спостерігається властива кореляція у взаємо-розміщенні відповідних кривих. А саме нескінченно малий профіль падаючого лазерного пучка створює меншу освітленість відповідних зон фотометричних зображень ніж гаусів профіль. Рівномірний розподіл інтенсивності випромінювання в поперечному перетині призводить до найбільшого рівня освітленості.

6.2 Обґрунтування вибору параметрів еліпсоїдальних рефлекторів з огляду на об'єкт дослідження

Використання ЕР в рамках чисельного моделювання методом інверсного Монте-Карло дозволяє отримати прийнятні результати при визначенні оптичних параметрів біологічних тканин [21, 22]. У той же час, прямий метод МК є, мало не єдиним методом, який дозволяє графічно інтерпретувати характеристики розсіяного світла в прямому і зворотному напрямку. Як було зазначено вище параметри реального джерела оптичного випромінювання враховуються шляхом коригування

кількості фотонів, що беруть участь у моделюванні, а також діаметром і профілем лазерного випромінювання. Правильний вибір конструктивних параметрів еліпсоїдального дзеркала пов'язаний з питомою вагою оптичного випромінювання, що реєструється фотоприймачем, і є одним з істотних факторів, що впливають на точність визначення коефіцієнтів розсіяння μ_s та поглинання μ_a , а також фактору анізотропії розсіяння g .

Далі проаналізуємо конструктивні параметри дзеркального еліпсоїда обертання, ортогонально усіченого по фокальним площинам (рис. 6.8). Зазначимо, що еліпсоїд, призначений для формування падаючого на об'єкт оптичного випромінювання, містить отвір діаметром D , центрований по малій напів-осі, для введення випромінювання в порожнину рефлектора (рис. 6.8.б) і використовується для роботи у відбитому світлі. Рефлектор, що призначений для реєстрації розсіяного вперед випромінювання показаний на рис. 6.8.а

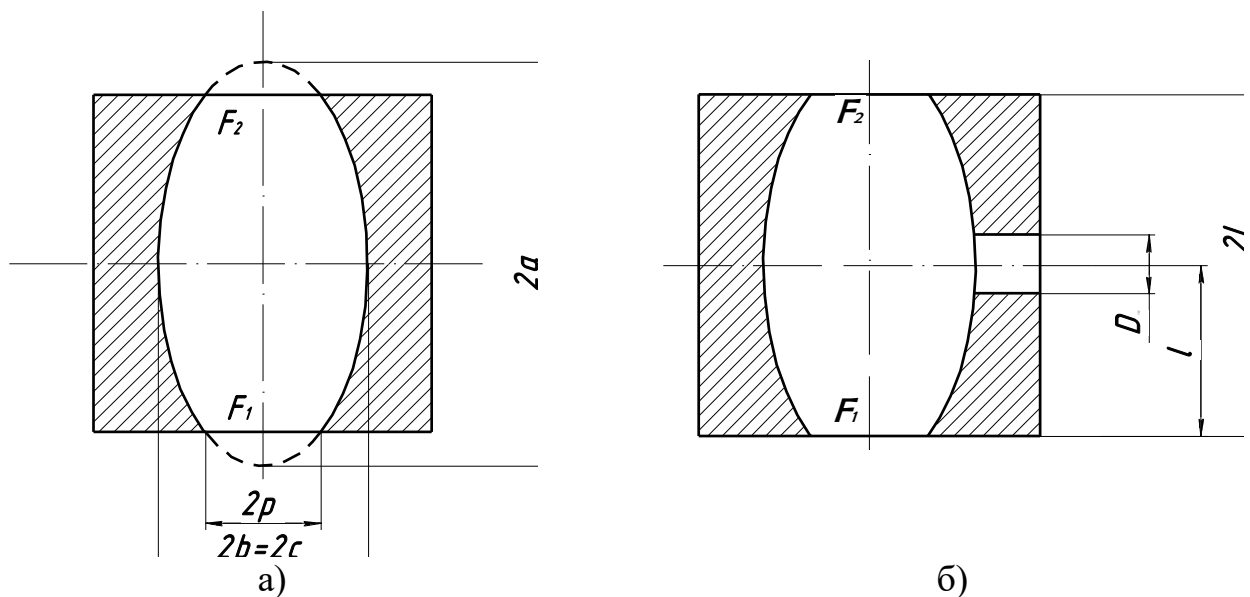


Рисунок 6.8 Конструктивні параметри еліпсоїдального рефлектора: для роботи у пропущеному (а) та відбитому (б) світлі

До основних конструктивних параметрів, що визначають роботу фотометричних біомедичних систем з використанням еліпсоїдального рефлектора, можна віднести його ексцентриситет e , який обчислюється відповідно до виразу (6.2) та фокальний параметр p , отриманий виходячи з (6.3).

$$e = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}}, \quad (6.2)$$

$$p = \frac{b^2}{a} = a(1 - e^2) = b\sqrt{1 - b^2}. \quad (6.3)$$

де $b=c$ – малі напів-оси еліпсоїда; a – велика напів-ось ЕР заданої конфігурації.

Величина ексцентриситету впливає на витягнутість еліпсоїда, при цьому коефіцієнт стиснення m визначається з (6.4):

$$m = \frac{b}{a}. \quad (6.4)$$

Таким чином, можна виділити два ключові параметри еліпсоїдального рефлектора: коефіцієнт стиснення m і фокальний параметр p , які задають конфігурацію фотометричної головки з внутрішньою відбиваючою поверхнею з коефіцієнтом відбиття ρ .

6.2.1 Обґрунтування вибору фокального параметру ЕР

Розглянемо обґрунтування вибору фокального параметра p . Очевидно, що його величина – це розмір вхідного вікна фотометричної системи, яка має контакт з біологічним середовищем. Його основне завдання – зібрати максимальне, а по можливості все, оптичне випромінювання, яке вийшло з біологічної тканини в прямому або зворотному напрямку, в межах тілесного кута 2π .

При проведенні досліджень в умовах *in vitro* величина зразка БТ обумовлює величину фокального параметра p . Оскільки область взаємодії оптичного випромінювання з тканиною фізично обмежена її розмірами, достатньо забезпечити перевищення фокального параметра над найбільшим розміром зразка біологічної

тканини для забезпечення збору всього розсіяного випромінювання. Найчастіше, зразок поміщають між двома скляними пластинами (п.п.4.3.1), які, внаслідок заломлення, відхиляють розсіяні в тканини промені на деяку величину, що залежить від товщини пластин і показника заломлення, яку також необхідно врахувати при виборі параметра p . У клінічній практиці часто використовують вимірювальні інструменти різного «калібру» для різних геометричних розмірів об'єктів дослідження, так надходять, наприклад, при виборі датчика для електромагнітного витратоміра крові [23]. Тому, при проведенні досліджень *in vivo*, доцільно або використовувати універсальну фотометричну головку, розмір вхідного вікна якої гарантовано забезпечить реєстрацію всього розсіяного світла, незалежно від характеристик поглинання і розсіяння в багат шарової біологічному середовищі, або мати набір еліпсоїдальних рефлекторів з однаковими коефіцієнтом стискання m і коефіцієнтом відбиття ρ , але з різними фокальними параметрами.

Очевидно, що кількість розсіяного біологічною тканиною світла безпосередньо залежить від величини падаючого на неї оптичного потоку. Тому керуючи потужністю джерела і площею опромінення також можна домогтися вибору оптимального фокального параметра, але це, в свою чергу, вимагає перебудови і калібрування фотометричної частини вимірювального засобу, що в умовах рутинного експерименту є неприйнятним.

У зв'язку з цим виникає ряд питань. Як правильно вибрати геометричні розміри зразка виходячи з особливостей проведення експерименту за допомогою еліпсоїдальних рефлекторів *in vitro*, і як вірно визначити фокальний параметр еліпсоїда для вимірювань *in vivo*, щоб при реєстрації розсіяного оптичного потоку корисна складова сигналу не вийшла за межі вимірювальних апертур. Тобто по суті, необхідно спрогнозувати максимально можливий розмір плями розсіяння на виході з БТ. Досить адекватно це можливо в рамках теорії прямого методу Монте-Карло, який описує взаємодію лазерного випромінювання з оптично мутним середовищем (розділ 4). Оцінка може бути проведена при врахуванні максимальних координат виходу фотона з БС. Модернізований алгоритм дозволяє провести оцінку координат точок

виходу з середовища кожного окремого фотона, який бере участь у симуляції, в прямому і зворотному напрямку для нескінченно тонкого лазерного пучка або пучка кінцевого діаметра з рівномірним або гаусовим поперечним профілем (п. 6.1).

Охарактеризувавши результати взаємодії оптичного випромінювання з БС в рамках симуляції Монте-Карло, можна виділити наступні значущі параметри, які будуть впливати на розміри плями розсіяння в прямому і зворотному напрямку. Перш за все це координати виходу фотона з БС; по-друге – направляючі косинуси, які характеризують напрямок поширення променів (фотонів) і точку їх перетину з еліпсоїдальною поверхнею рефлектора біомедичного фотометра; і по-третє – це вага фотона на виході з БС, яка характеризує інтенсивність випромінювання в площині контакту БС і фокальній площині ЕР. Провівши моделювання для БС з різними, умовно граничними, оптичними властивостями можна зробити аналіз зазначених параметрів і оцінити їх вплив на величини фокального параметра та коефіцієнту стискання ЕР. Розглянемо особливості світлорозсіяння в БС при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами на прикладі одношарових модельних структур тканин людського мозку (таблиця 6.2), які імітують експеримент в умовах *in vitro* для трьох довжин хвиль видимого діапазону: 405 нм, 532 нм і 650 нм, а також багатошарової структури шкіри людини, що імітує експеримент в умовах *in vivo* (таблиця 6.3) для різних ділянок тіла на довжині хвилі 632 нм. Показник заломлення для тканин мозку у видимому діапазоні мало змінюється і становить для *white matter* 1,467, *gray matter* 1.395, *cerebellum* 1.47 [24].

Таблиця 6.2 Оптичні властивості тканин мозку людини [25]

БС	405 нм			532 нм			650 нм		
	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	g	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	g	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	g
White matter	0,31	40,2	0,76	0,1	41	0,815	0,08	40,1	0,852
Gray matter	2,33	126,7	0,862	0,45	102,2	0,89	0,09	86,2	0,898
Cerebellum	0,44	28,1	0,806	0,12	29,9	0,864	0,07	28,3	0,876

Таблиця 6.3 Оптичні властивості шарів шкіри людини [26]

БТ	n	$\mu_a, \text{см}^{-1}$	$\mu_s, \text{см}^{-1}$	g
Роговий шар	1.5	0.1	100	0.8
Епідерміс	1,34	0,15	45	0.8
Дерма	1,39	0,073	20	0.76
Жирова тканина	1,44	0,068	15	0.8
М'язова тканина	1.37	2	215	0.9

Слід зазначити, що шари шкіри людини на різних ділянках тіла мають незмінні оптичні властивості, а лише змінну товщину, усереднені значення якої наведено у таблиці 6.4. При цьому вибір товщини м'язової тканини пояснюється створенням при моделюванні умов напів-нескінченного БС.

Таблиця 6.4 Товщина шарів шкіри людини, см [16]

Ділянка тіла	Роговий шар	Епідерміс	Дерма	Жирова тканина	М'язова тканина
Груди	0,002	0,00595	0,24	0,075	1
Живіт	0,0025	0,00945	0,198	1,05	1
Спина	0,0031	0,01	0,371	0,083	1
Плече	0,0035	0,0107	0,246	0,072	1
Стегно	0,004	0,011	0,243	0,097	1
Долоні	0,039	0,0473	0,128	0,181	1

Вибір біологічних тканин для модельного експерименту, обумовлений достатнім «розкиданням» їх розсіювальних та поглинальних властивостей, не обмежує можливостей інформаційно-вимірювальної системи біомедичного фотометру, а лише окреслює принципи ефективного підбору конструктивних параметрів еліпсоїдальних рефлекторів, що входять до їх складу.

Визначення оптимального, в застосовності до конкретного об'єкту біологічного дослідження, фокального параметра еліпсоїдального рефлектора має вестися з урахуванням показника ефективності його роботи, під яким розуміється питома вага фотонів, які вийшли з БС в прямому або зворотному напрямку з координатами,

вписаними в коло радіусом p . З урахуванням того, що в модельному експерименті коефіцієнтами, які визначають оптичні властивості середовища в рамках симуляції Монте-Карло, є коефіцієнти повного пропускання T , поглинання A , дифузного R_d і дзеркального R_s відбиття, показники ефективності ЕР в прямому K_T і зворотному напрямках K_R відповідно визначаються наступним чином:

$$K_T = \frac{W_T}{T \cdot N_0}, \quad (6.5)$$

$$K_R = \frac{W_R}{R_d \cdot N_0}, \quad (6.6)$$

де N_0 – загальна кількість фотонів запущених в БС; W_T , W_R – сумарна вага фотонів, які вийшли з середовища в прямому і зворотному напрямку відповідно, з координатами, що знаходяться в межах вхідного вікна ЕР з діаметром $2p$.

На рис. 6.9 представлені коефіцієнти повного пропускання, поглинання і дифузного відбиття в залежності від товщини модельованих моно-шарів, які були отримані шляхом симуляції Монте-Карло поширення світла в досліджуваних біологічних середовищах. Для кожного запуску симуляції було задіяно 10 000 фотонів для окремої товщини досліджуваної БТ. Для побудови адекватних фотометричних зображень при фотометрії ЕР цього замало (п.п. 4.3.3), проте для оцінки значень оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття, поглинання та повного пропускання цілком достатньо.

На рис. 6.10 показане ті ж самі значення оптичних коефіцієнтів, згруповані таким чином, аби побачити їх відносність для окремої тканини для різних довжин хвиль в залежності від товщини досліджуваного зразка.

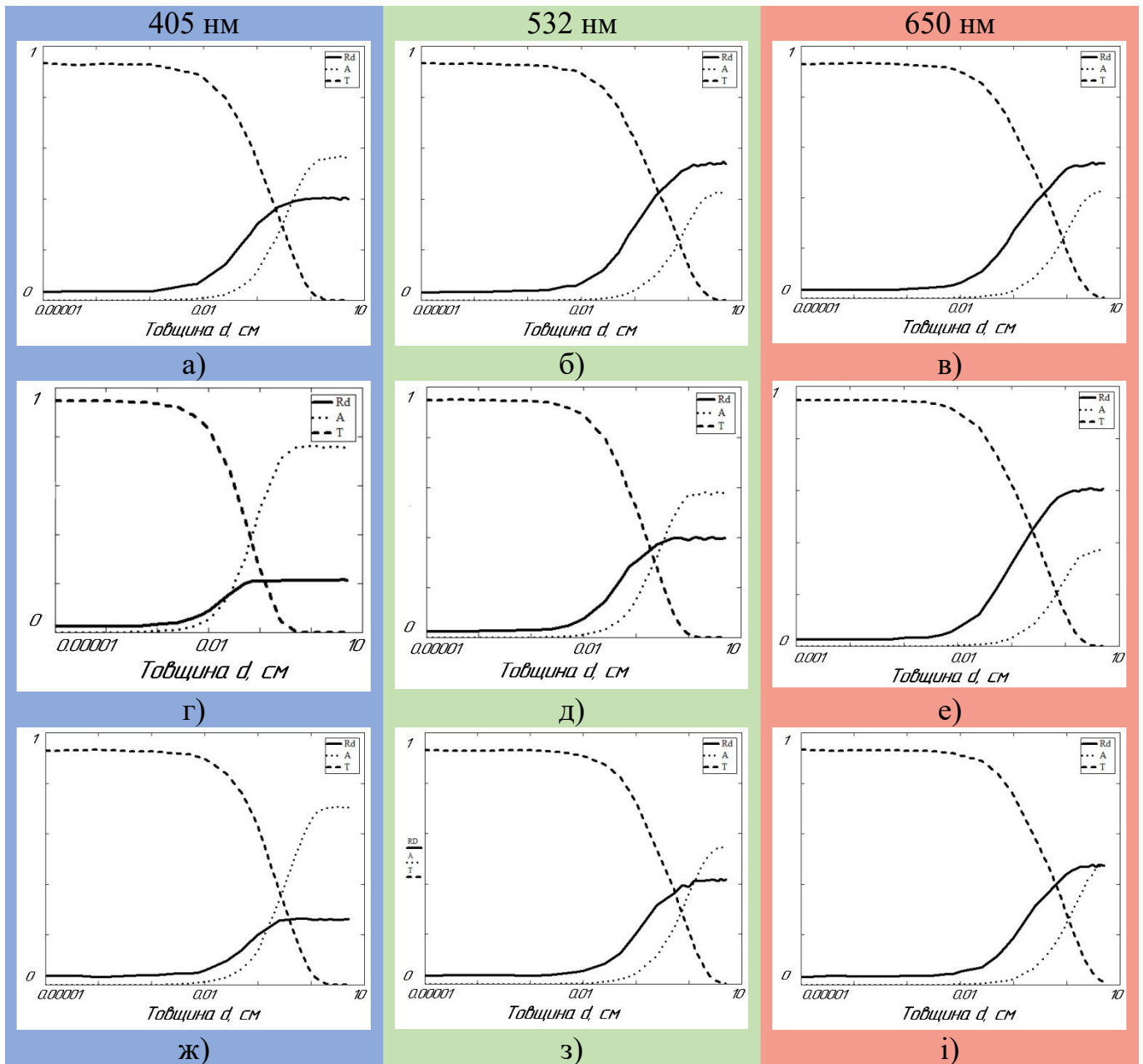


Рисунок 6.9 Оптичні коефіцієнти (дифузного відбиття R_d – суцільна лінія; поглинання A – точкова лінія; повного пропускання T – пунктирна лінія) для тканин головного мозку людини: *white matter* (а, б, в); *gray matter* (г, д, е); *cerebellum* (ж, з, і) для довжин хвиль 405 нм (а, г, ж); 532 нм (б, д, з); 650 нм (в, е, і) відповідно

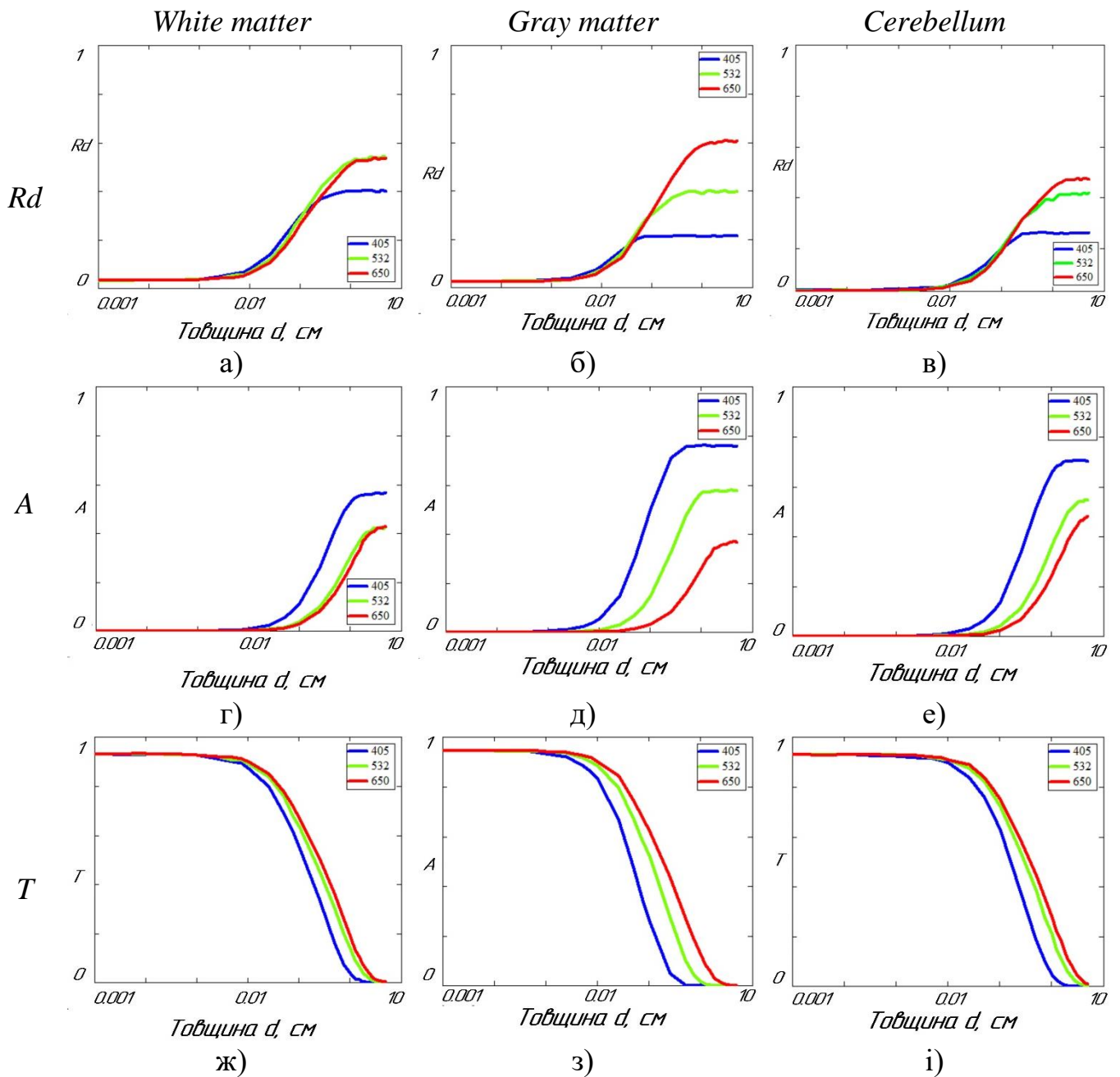


Рисунок 6.10 Оптичні коефіцієнти дифузного відбиття Rd (а, б, в), поглинання A (г, д, є), повного пропускання T (ж, з, і) для тканин головного мозку людини:

white matter (а, г, ж); *gray matter* (б, д, з); *cerebellum* (в, е, і)

для довжин хвиль 405 нм (синя лінія), 532 нм (зелена лінія), 650 нм (червона лінія)

Як було зазначено в п. 4.2.2 найбільш «яскраві» фотометричні зображення формуються при товщинах, на яких значення оптичних коефіцієнтів змінюються найбільш динамічно. З огляду на це, а також на необхідність відносного порівняння ефективності роботи ЕР різних БС діапазон товщин був обраний однаковий для досліджуваних тканин головного мозку людини і становив 0,005 – 1 см.

На рис. 6.11 наведені графіки залежності коефіцієнтів ефективності роботи еліпсоїдального рефлектора в прямому K_T і зворотному напрямках K_R .

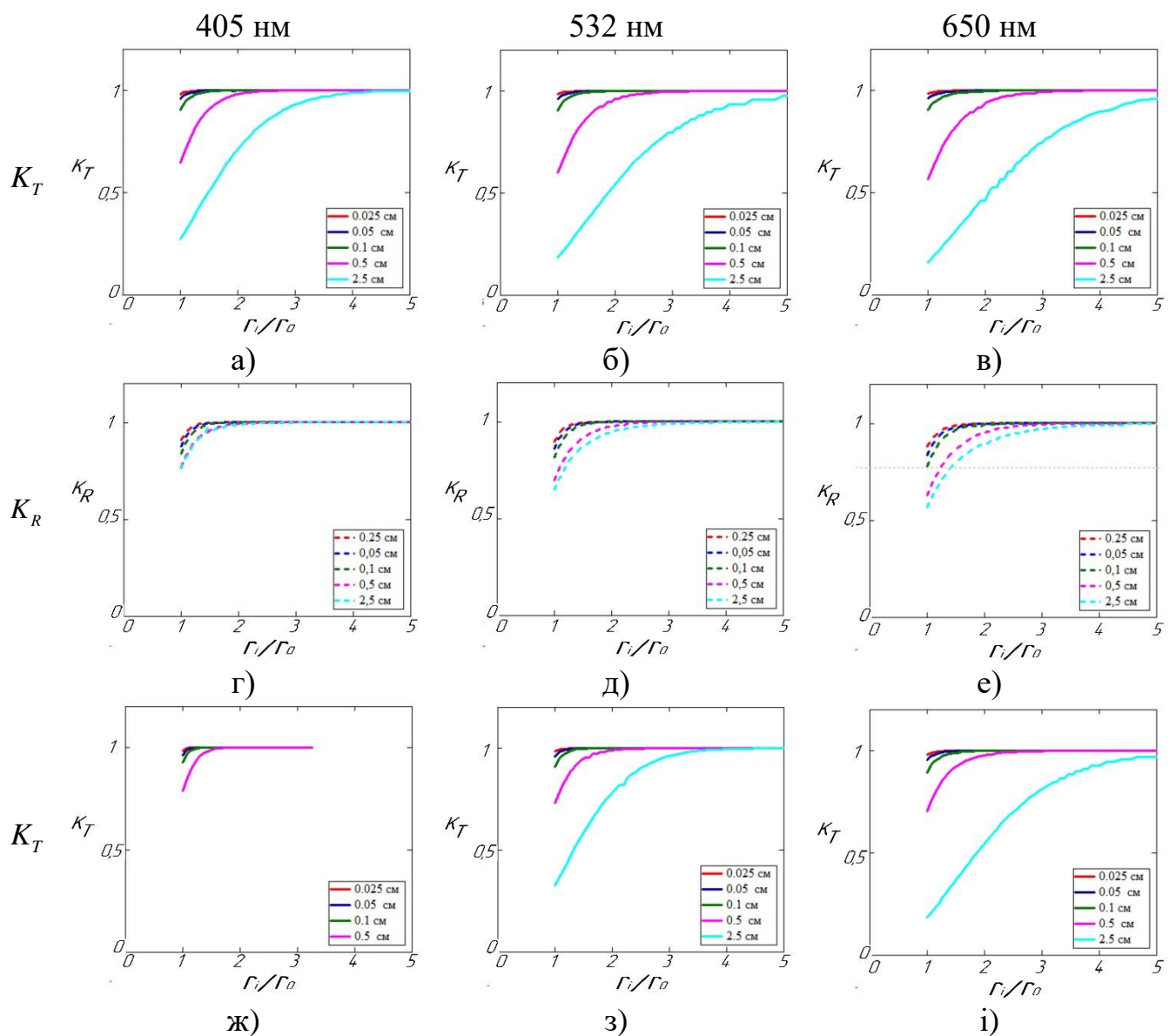


Рисунок 6.11 Показники ефективності функціонування еліпсоїдальних рефлекторів (початок)

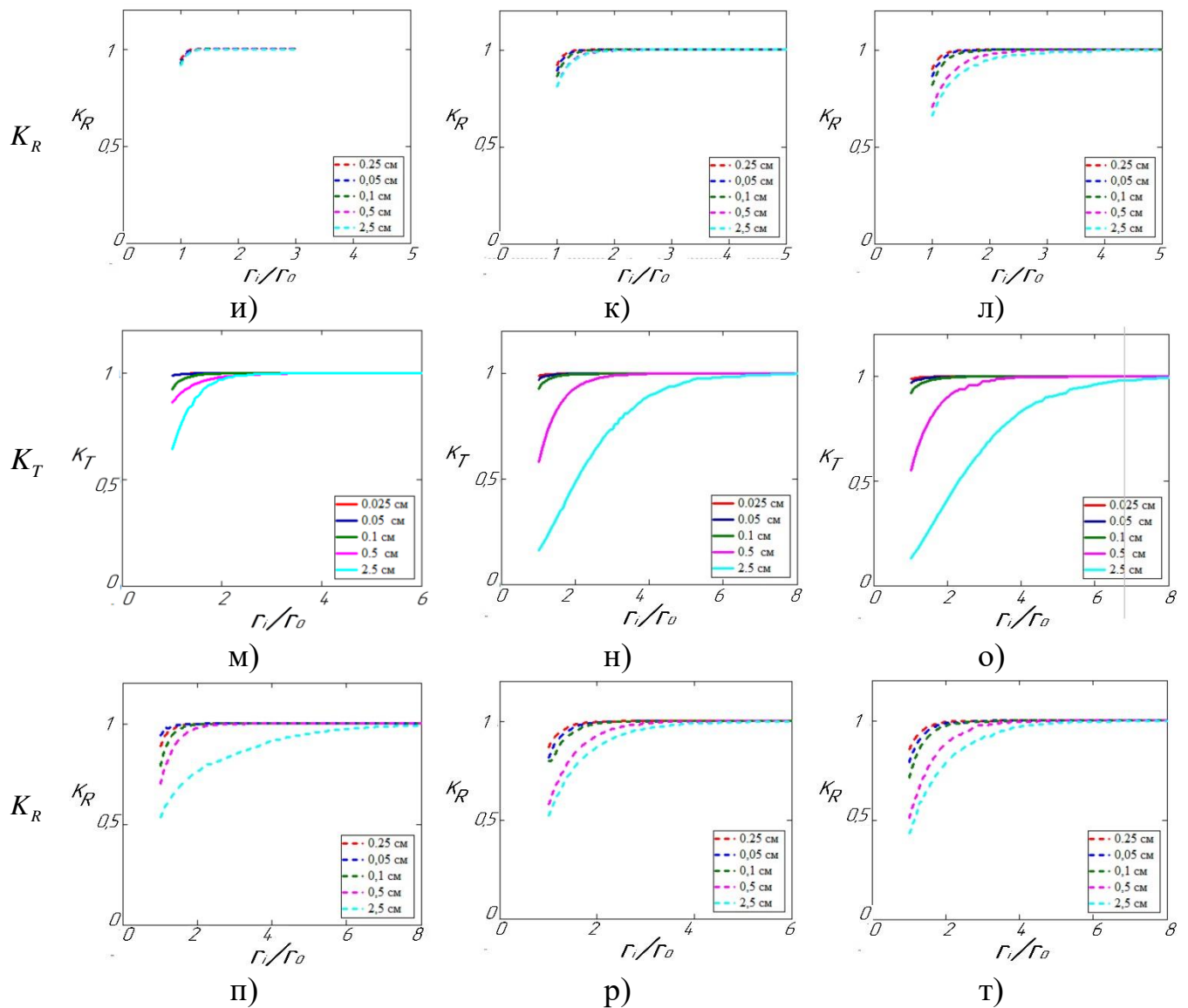


Рисунок 6.11 Показники ефективності функціонування еліпсоїдальних рефлекторів (продовження) у пропущеному (а, б, в, ж, з, і, м, н, о) та відбитому (г, д, є, и, к, л, п, р, т) світлі для тканин головного мозку людини: *white matter* (а, б, в, г, д, є); *gray matter* (ж, з, і, и, к, л); *cerebellum* (м, н, о, п, р, т) для довжин хвиль 405 нм (а, г, ж, и, м, п), 532 нм (б, д, з, к, н, р), 650 нм (в, е, і, л, о, т) відповідно

Як видно з рис. 6.11 для всіх досліджуваних тканин головного мозку простежується тенденція до збільшення величини фокального параметру p , що забезпечує досягнення максимальних значень коефіцієнтів ефективності ЕР у відбитому K_R та пропущеному K_T світлі, при збільшенні товщини зразка БТ. На рис. 6.11.ж для зразку сірої речовини мозку товщиною 2.5 см на довжині хвилі

405 нм відсутній графік для K_T , що пояснюється нульовим значення коефіцієнту пропускання T для даної товщини зразка. Для зразків досліджуваних тканин товщиною 2.5 см на окремих довжинах хвиль як для пропущеного, так і для відбитого світла (рис. 6.11) коефіцієнти ефективності роботи ЕР сходяться в одиниці при значеннях фокального параметру, що перевищує діаметр падаючого променя у 5 та більше разів. Це означає, що товщина досліджуваного зразка, яка суттєво впливає на розмір плями розсіяння у відбитому та/або пропущеному світлі, також є одним з визначальних параметрів, що впливатиме на ефективність роботи відповідного еліпсоїдального рефлектора. З огляду на експоненціальний характер графіків, показаних на рис. 6.11, залежність ефективності роботи ЕР оцінимо на прикладі однієї тканини на одній з довжин хвиль. На рис. 6.12 показані показники максимальної ефективності застосування ЕР у відбитому та пропущеному світлі Q_R та Q_T , відповідно, для різно-товщинних зразків мозочку на довжини хвилі 405 нм. Зазначимо, що максимальна ефективність Q означає наближення коефіцієнтів K_R та K_T до одиниці з певною точністю.

$$Q_T = \left. \frac{r_0}{r_i} \right|_{K_T \rightarrow 1}, \quad (6.7)$$

$$Q_R = \left. \frac{r_0}{r_i} \right|_{K_R \rightarrow 1}. \quad (6.8)$$

Для побудови графіків на рис. 6.12 використане наближення коефіцієнтів на рівні 0.001 (0.1%).

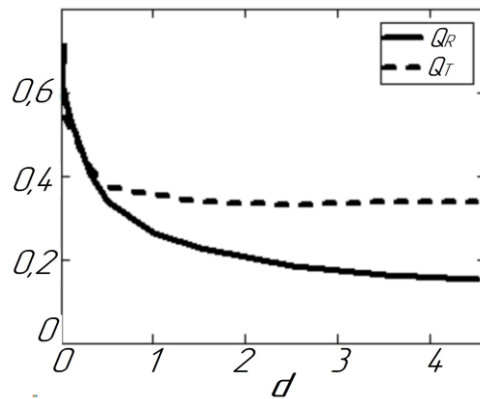


Рисунок 6.12 Показники максимальної ефективності функціонування еліпсоїдальних рефлекторів у пропущеному Q_T (пунктирна крива) та відбитому Q_R (суцільна крива) світлі для мозочку головного мозку людини на довжині хвилі 650 нм в залежності від товщини зразка

Очевидно, що крива Q_R зі збільшенням товщини не буде зазнавати подальших змін, оскільки коефіцієнт дифузного відбиття досягаючи певного значення залишається сталим (рис. 6.9 та рис. 6.10) при скільки-завгодно подальшому збільшенні товщини d досліджуваного зразка БС. При цьому показник Q_T при досягненні певної критичної товщини, при якій коефіцієнт пропускання наблизиться до нуля, почне стрімке зростання. Оскільки пропускання буде відсутнє, то і радіус r_i фотонів, які залишили БС у прямому напрямку буде відсутнім як фізично значуща величина. Це свідчитиме про настання математичної невизначеності, при якій у знаменнику (6.7) буде нульова (неіснуюча) величина.

Для білої та сірої речовин головного мозку людини на обраних довжинах хвиль ефективність роботи еліпсоїдального рефлектору для збирання дифузно відбитого (розсіяного назад) світла наближається до 1 коли фокальний параметр рефлектора перевищує діаметр падаючого пучка променів щонайменше в три рази. У той же час для пропущеного (розсіяного вперед) світла таке перевищення повинно бути більш ніж шестикратним. Для тканин мозочку головного мозку людини у пропущеному світлі для довжин хвиль 532 нм та 650 нм, а також у відбитому світлі для довжини хвилі 405 нм таке перевищення повинне складати не менш як вісім разів.

Таким чином, обираючи еліпсоїдальні рефлектори для реєстрації пропущеного і відбитого зразком БС світла з однаковими конструктивними параметрами, що забезпечують максимальну ефективність роботи ЕР, уніфікують обчислювальний алгоритм та процес визначення оптичних властивостей досліджуваних середовищ на підставі зареєстрованого максимального сигналу. Оскільки фокальні параметри ЕР, виготовлення яких описане в розділі 3, перевищують діаметр лазерного пучка, що використовується при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами (п. 5.1), більш ніж у 10 разів, то їх практичне застосування при оптичній біометрії тканин мозку людини у видимому діапазоні є можливим і доцільним.

6.2.2 Обґрунтування вибору коефіцієнту стискання еліпсоїдального рефлектора

Розглянемо вплив величини коефіцієнту стискання ЕР на формування фотометричних зображень та освітленості їх зон для зразку тканини печінки свині на довжині хвилі 405 нм, оптичні властивості якої наведені у табл. 6.5.

Таблиця 6.5 Оптичні властивості тканини печінки свині [27]

Довжина хвилі, нм	μ_a (1/см)	μ_s (1/см)	g	n	d , см
405	0.66	1.22	0.76	1.39	0.1

Скориставшись характерною залежністю освітленості різних зон фотометричних зображень від товщини зразка [7,18,28] зафіксуємо його значення на величині 1 мм. Моделювання проводилося при запуску 20 млн фотонів з рівномірним профілем падаючого лазерного пучка [28] радіусом 0.75 мм для діапазону значень коефіцієнтів стискання еліпсоїдального рефлектора 0.3 - 0.95 і фокальних параметрів 11 мм, 16.875 мм і 22.75 мм. Конструктивні параметри використаних при моделюванні еліпсоїдальних рефлекторів наведені в табл. 6.6.

Таблиця 6.6 Конструктивні параметри еліпсоїдальних рефлекторів

Коефіцієнт стискання	Фокальний параметр					
m	$p=11\text{ мм}$		$p=16.875\text{ мм}$		$p=22.75\text{ мм}$	
	велика піввісь	мала піввісь	велика піввісь	мала піввісь	велика піввісь	мала піввісь
	$a, \text{ мм}$	$b, \text{ мм}$	$a, \text{ мм}$	$b, \text{ мм}$	$a, \text{ мм}$	$b, \text{ мм}$
0.93675	12.5356	11.7427	19.2308	18.0144	25.9259	24.2861
0.9165	13.0952	12.002	20.0893	18.4121	27.0833	24.8223
0.893	13.7931	12.3176	21.1599	18.8964	28.5266	25.4751
0.866	14.6667	12.7017	22.5	19.4856	30.3333	26.2694
0.8352	15.7706	13.1711	24.1935	20.2056	32.6165	27.2401
0.8	17.1875	13.75	26.3672	21.0938	35.5469	28.4375
0.76	19.0476	14.4749	29.2208	22.2059	39.3939	29.9368
0.714	21.5686	15.4031	33.0882	23.6297	44.6078	31.8564
0.68875	23.1884	15.971	35.5731	24.5009	47.9578	33.0309
0.6614	25.1429	16.6304	38.5714	25.5126	52	34.3948
0.6	30.5556	18.3333	46.875	28.125	63.1944	37.9167
0.5268	39.6396	20.8815	60.8108	32.0341	81.982	43.1867
0.436	57.8947	25.2357	88.8158	38.7139	99.2947	47.5285
0.31225	112,8205	35,2282	173,077	54,0432	233,333	72,8583

У результаті симуляції була отримана серія фотометричних зображень, характерний вигляд яких для розсіяного вперед і назад світла показаний на рис. 6.13.

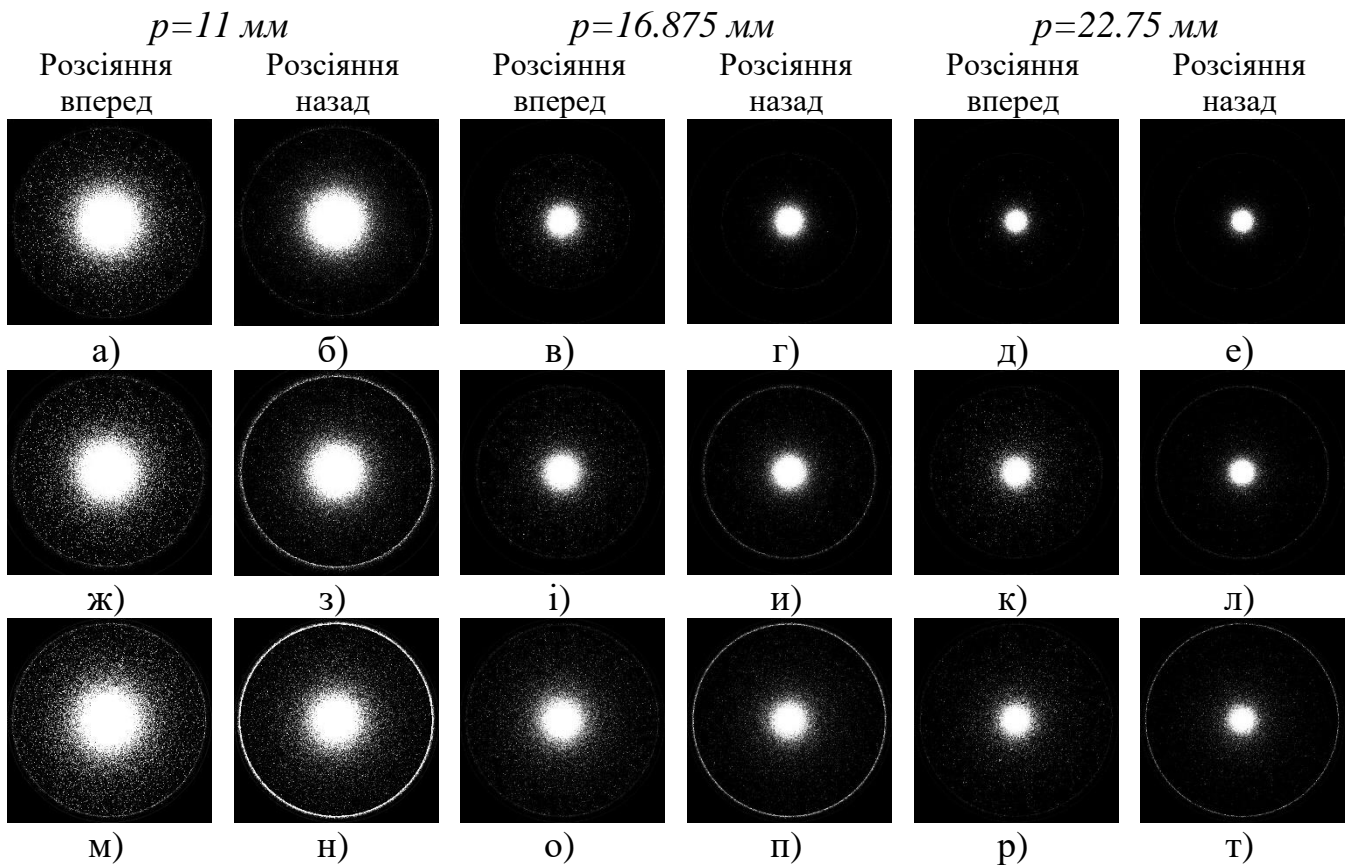


Рисунок 6.13 Фотометричні зображення вперед (а, в, д) та назад розсіяного світла (б, г, е) на довжині хвилі 405 нм для тканини печінки свині товщиною 1 мм при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами з різними фокальними параметрами та коефіцієнтами стискання 0.93675, 0.8352 та 0.6614

При аналізі фотометричних зображень (рис.6.13) видна суттєва залежність як загальної освітленості по полю, так і окремих його зон, від коефіцієнту стискання EP при різних значеннях фокального параметра. Ця обставина підтверджує геометричний зміст впливу конструктивних параметрів рефлектора на його функціональні особливості та дозволяє припускати можливість їх (параметрів) оптимізації для дослідження конкретного біологічного середовища.

На підставі принципів зонного аналізу фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами [18] нижче наведені графіки освітленості

зовнішнього і середнього кільця від коефіцієнту стискання ЕР для розсіяного назад (рис. 6.14) та вперед (рис. 6.15) світла.

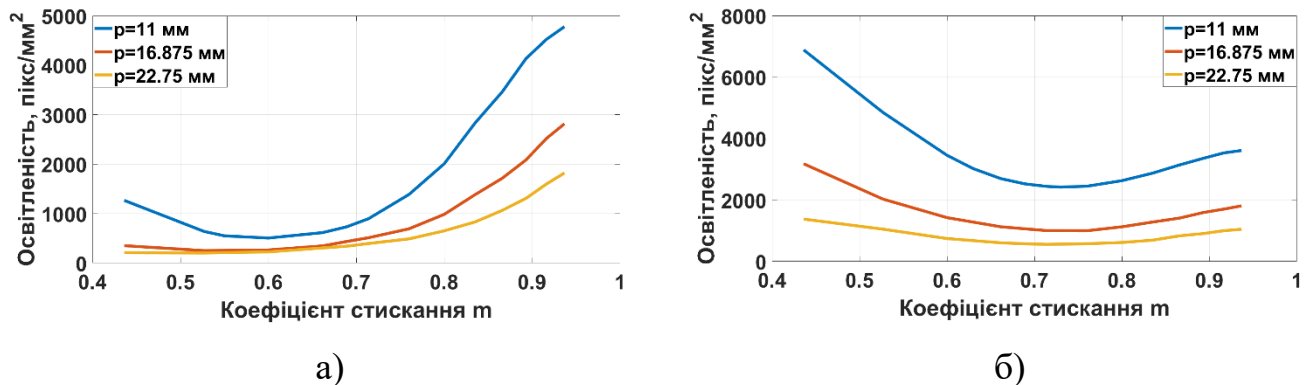


Рисунок 6.14 Освітленість зовнішнього (а) і середнього (б) кільця фотометричних зображень розсіяного назад світла на довжині хвилі 405 нм для зразків тканини печінки свині товщиною 1 мм при значеннях фокального параметру еліпсоїдального рефлектора 11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм

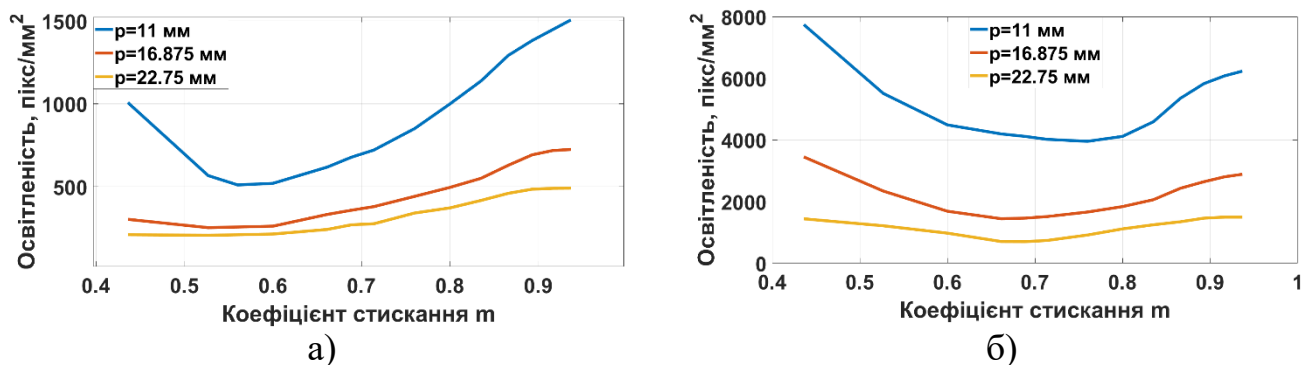


Рисунок 6.15 Освітленість зовнішнього (а) і середнього (б) кільця фотометричних зображень розсіяного вперед світла на довжині хвилі 405 нм для зразків тканини печінки свині товщиною 1 мм при значеннях фокального параметру еліпсоїдального рефлектора 11 мм, 16.875 мм та 22.75 мм

Графіки на рис. 6.14 та рис. 6.15 мають однотипну залежність освітленості зони зовнішнього і середнього кільця фотометричних зображень від коефіцієнту стискання еліпсоїдального рефлектора і спадають приблизно до значення коефіцієнту стискання 0.6, а далі досить стрімко зростають. При цьому спостерігається великі значення рівня освітленості для ЕР з меншим значенням фокального параметра для всього діапазону розглянутих коефіцієнтів стискання. Таким чином зменшення робочого отвору ЕР

дозволяє сконцентрувати зібране випромінювання на площині з меншою площею, що може мати сенс, наприклад, при обмежених розмірах фотоприймачів, які розташовуються в другій фокальній площині ЕР біомедичних фотометрів. Зменшуючи величину фокального параметра слід пам'ятати про властивості досліджуваного об'єкта і враховувати ефективність роботи ЕР в відбитому та пропущеному світлі (рис. 6.11). Також варіюють профілем [28] і діаметром [11] зонduючого лазерного пучка. Слід зазначити, що вид графіків освітленості схожий із залежністю RMS (рис. 2.20) від ексцентриситету як для координати X , так і для координати Y . Відмінність становить положення кривих для різних фокальних параметрів. Освітленість фотометричних зображень вище для ЕР з меншим фокальним параметром, в той час як RMS більше для ЕР з великим значенням p . Це може бути використано при підборі оптимальних параметрів ЕР для оптичної біометрії середовищ.

6.3 Обґрунтування впливу діаметру та потужності падаючого променя в задачах раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами

Дослідження БС на молекулярному рівні, зокрема структури молекул та оточуючого їх середовища, а також міжмолекулярного зв'язку базується на непружному розсіянні, що виникає під час обміну енергією між фотоном та молекулою [29-31]. Таке розсіяння може бути флуоресцентним або раманівським (комбінаційним). Методи, що базуються на флуоресцентному розсіянні (наприклад, оптична флуоресцентна мікроскопія), мають досить високу чутливість. Однак при цьому зразки БС піддаються збудженню шляхом інтрузивного маркування флуоресцентними зондами і антитілами, виникають деструктивні процеси, такі як фіксація клітин або лізис [29-31], а дослідження можуть проводитись переважно в умовах експерименту *in vitro*. Проведення *in vivo* вимірювань, в основі яких лежить раманівська спектроскопія, дозволяють досліджувати як атомарну, так і молекулярну структуру БС, використовуючи при цьому результати неінвазивних досліджень з

стабільною хімічною специфічністю [32,33]. Для аналізу молекул БС використовують наступні методи, що базуються на раманівському розсіянні: ІЧ ближнього діапазону (NIR Raman) [34-36], Фур'є перетворення комбінаційного розсіяння (FT-Raman) [36,37], поверхневий раманівський метод (SERS) [38,39] та розсіювальна УФ спектроскопія (UVR) [40-42]. А також більш новітні методи, що базуються на стимульованому розсіянні, розвіянні з підсиленням піку та когерентному анти-Стоксовому раманівському розсіянні [43-45]. Однак не всі методи раманівської спектроскопії придатні для неінвазивних досліджень. Це пов'язано, зокрема, з тривалим часом накопичення (FT-Raman) [36], зі складністю введення функціональних нано-часток в організм людини та відстеження їх руху та кількості (SERS), виникненням фото-лізису в зразках БС та подальшого його (БС) руйнування, послабленням результуючого сигналу емісію флуоресценції [38], а також з мутагенністю УФ випромінювання [41] (UVR). Слід зазначити, що застосування нелінійних процесів для опису та підвищення рівня сигналу може мати суттєві обмеження, пов'язані з необхідністю використання ультра швидких лазерних скануючих систем. А це, в свою чергу, поставить під сумнів доцільність клінічних *in vivo* в режимі реального часу [32]. З огляду на вище сказане, можна зробити висновок, що для неінвазивних досліджень найбільше підходить NIR Raman. Також суттєвою перевагою NIR Raman спектроскопії є те, що при використанні ІЧ діапазону відсутнє внутрішньо-тканинне флуоресцентне розсіяння, яке має більшу інтенсивність та перекриває комбінаційне розсіяння. Як показав аналіз авторів [29-33], найбільш оптимальними є довжини хвиль після 800 нм. Обмеженням є падіння ефективності роботи кремнієвих ПЗЗ детекторів на довжинах хвиль 1000-1100 нм, що відповідає раманівському відгуку для збудження на довжині хвилі 850 нм.

Оскільки тільки один з 10^8 фотонів зазнає раманівського зсуву, то основною задачею методів NIR Raman спектроскопії є підвищення чутливості приймального каналу для реєстрації сигналу та методів його обробки. Фізичне збільшення числа фотонів може призвести до деструктивних змін молекул. Проте визначення граничної

кількості таких фотонів (потужності падаючого випромінювання) можливе лише в контексті функціонування конкретного вимірювального засобу та мети діагностики.

NIR Raman спектроскопія вже стала потужним інструментом при визначенні оптичних властивостей та біохімічного складу БС та БТ [30]. Вона може бути використана для мінімально інвазивної діагностики тканин у реальному часі *in vivo*, у випадках, коли біопсію виконати неможливо, наприклад, захворювання коронарних артерій і при хворобі Альцгеймера, або де висока частота помилкових позитивних скринінгових тестів призводить до непотрібних процедур біопсії, як при раку молочної залози [30].

У сучасних клінічних дослідженнях раманівська спектроскопія *in vivo* використовується у різних напрямках, зокрема при моніторингу розвитку катаракти [46,47], при молекулярній діагностиці атеросклеротичних уражень коронарних судин [48,49], при діагностиці захворювань в тканинах людини [50], діагностики раку шкіри [51] та порожнистих органів з використанням ендоскопічного обладнання (шийка матки, стравохід, пряма кишка та ін.) [52], для моніторингу газового складу периферійної крові та її аналітів [53].

На рис. 6.16 наведена структурно-функціональної схеми вимірювальної установки для раманівської спектроскопії з використанням ЕР.

Практична реалізація вимірювання забезпечується шляхом спрямування випромінювання лазерного джерела необхідної потужності та діаметру, який регулюється оптичним коліматором, в порожнину оптичного блоку з ЕР. У порожнині рефлектора в геометричному його центрі розміщене плоске дзеркало під кутом 45^0 по відношенню до великої та малої напів-осі еліпсоїда обертання таким чином, аби зламати оптичну вісь на 90^0 і спрямувати випромінювання на досліджувану ділянку БС. Взаємодія оптичного випромінювання на атомарному та молекулярному рівні призводить до фото-збудження молекул окремих компонентів та проявляється у вигляді розсіяного назад раманівського сигналу. Як правило, ЕР площиною, що містить його перший фокус, розміщується впритул до поверхні об'єкту дослідження [6]. Завдяки цьому, а також правильному підбору параметрів

рефлектора та діаметру падаючого випромінювання, забезпечується збирання практично всього випромінювання, що внаслідок розсіювання назад залишило БС. Оптичні властивості еліпсоїда обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею дозволяють передати пляму розсіювання, що знаходиться у площині БТ, у площину, що містить другий фокус еліпсоїда і за допомогою узгоджувальної оптики направити у вхідну щілину спектрографа. Фільтр, що знаходиться на виході з оптичного блоку може відсікати або виділяти необхідну компоненту раманівського спектру для якісної та/або кількісної ідентифікації речовини, яку діагностують. ПЗЗ камера застосовується для зручної фіксації спектру зсуву та подальшого, наприклад, регресивного аналізу.

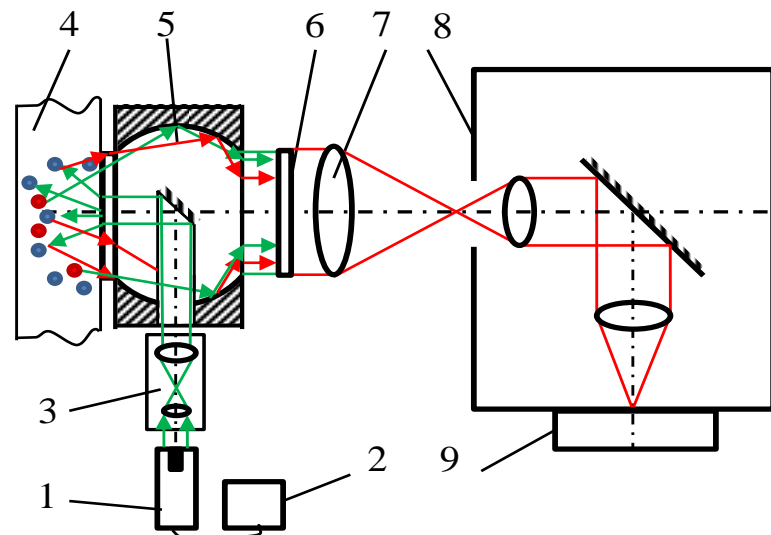


Рисунок 6.16 Структурно-функціональна схема установки для раманівської спектроскопії еліпсоїдальним рефлектором: зелений колір – падаюче випромінювання; червоний колір – раманівське розсіювання; 1 – лазерне джерело світла; 2 – регулятор потужності; 3 – оптичний коліматор; 4 – біологічне середовище; 5 – оптичний блок з ЕР; 6 – фільтр; 7 – лінза; 8 – спектрограф; 9 – ПЗЗ-камера

З урахуванням геометричних розмірів вхідного вікна ЕР, через яке лазерне випромінювання вводиться в порожнину ЕР, а також функціональну залежність раманівського сигналу від потужності та ширини падаючого пучка [29], оцінимо їх граничні значення при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами у відбитому світлі

на прикладі приладу для контролю рівня цукру (див. п. 7.3) в тканинах плеча та пальця людини. Для цього оцінимо просторовий розподіл розсіяного випромінювання у другій фокальній площині ЕР, яке може аналізуватись інтегрально за допомогою спектрографа (рис. 6.16) або диференційно при розміщені ПЗЗ камери після фільтра [6,7,18,54].

Оптичні властивості (показник заломлення n , коефіцієнти поглинання μ_a та розсіяння μ_s , фактор анізотропії розсіяння g) та геометричні розміри шарів шкіри людини та м'язової тканини наведені у таблиці 6.7. Вони ілюструють відносну варіативність властивостей багатошарового біологічного середовища на довжині хвилі 980 нм і з позицій модельного експерименту окреслюють основні принципи вибору параметрів джерела випромінювання для забезпечення ефективної раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами [55-59].

Таблиця 6.7 Оптичні властивості шарів шкіри людини [28,26]

Шар шкіри	n	μ_a , cm^{-1}	μ_s , cm^{-1}	g	Товщина шару, см	
					Плеche	Палець
Роговий шар	1.5	0.1	100	0.8	0,0035	0,039
Епідерміс	1,34	0,15	45	0.8	0,0107	0,0473
Дерма	1,39	0,073	20	0.76	0,246	0,128
Жирова тканина	1,44	0,068	15	0.8	0,072	0,181
М'язова тканина	1.37	2	215	0.9	1	1

Слід зазначити, що шари шкіри людини на різних ділянках тіла мають незмінні оптичні властивості, а лише змінну товщину. При цьому вибір товщини м'язової тканини пояснюється створенням при моделюванні умов напів-нескінченного БС, а відтак неінвазивності модельного експерименту.

Залежність освітленості, що створюється у фото-приймальній площині фотометру з ЕР, від профілю поперечного перетину лазерного пучка центральної моди TEM_{00} розглянута в п.п. 6.1. Вона носить експоненціальний характер в залежності від товщини шару шкіри людини, а рівень освітленості різних зон при апертурній ПЗЗ фотометрії збільшується по мірі зміни профілю поперечного перетину лазерного пучка від напів-нескінченного (властивого багатьом практичним реалізаціям Монте-Карло симуляції поширення оптичного випромінювання в

біологічних тканинах) до рівномірного (що найчастіше має місце у реальних вимірювальних засобах внаслідок дії передавальних оптичних елементів). Тому при симуляції при виконанні даного дослідження використовувалось рівномірний профіль падаючого пучка, що найбільш відповідає умовам реального експерименту, а з урахуванням результатів [28] легко може бути екстрапольований на інші профілі лазерного пучка. Параметри еліпсоїдального рефлектора: фокальний параметр 7,5 мм та ексцентриситетом 0,66. На рис. 6.17 наведений розподіл розсіяного випромінювання по площині фотоприймача при роботі з еліпсоїдальним рефлектором у відбитому світлі в залежності від діаметру падаючого пучка.

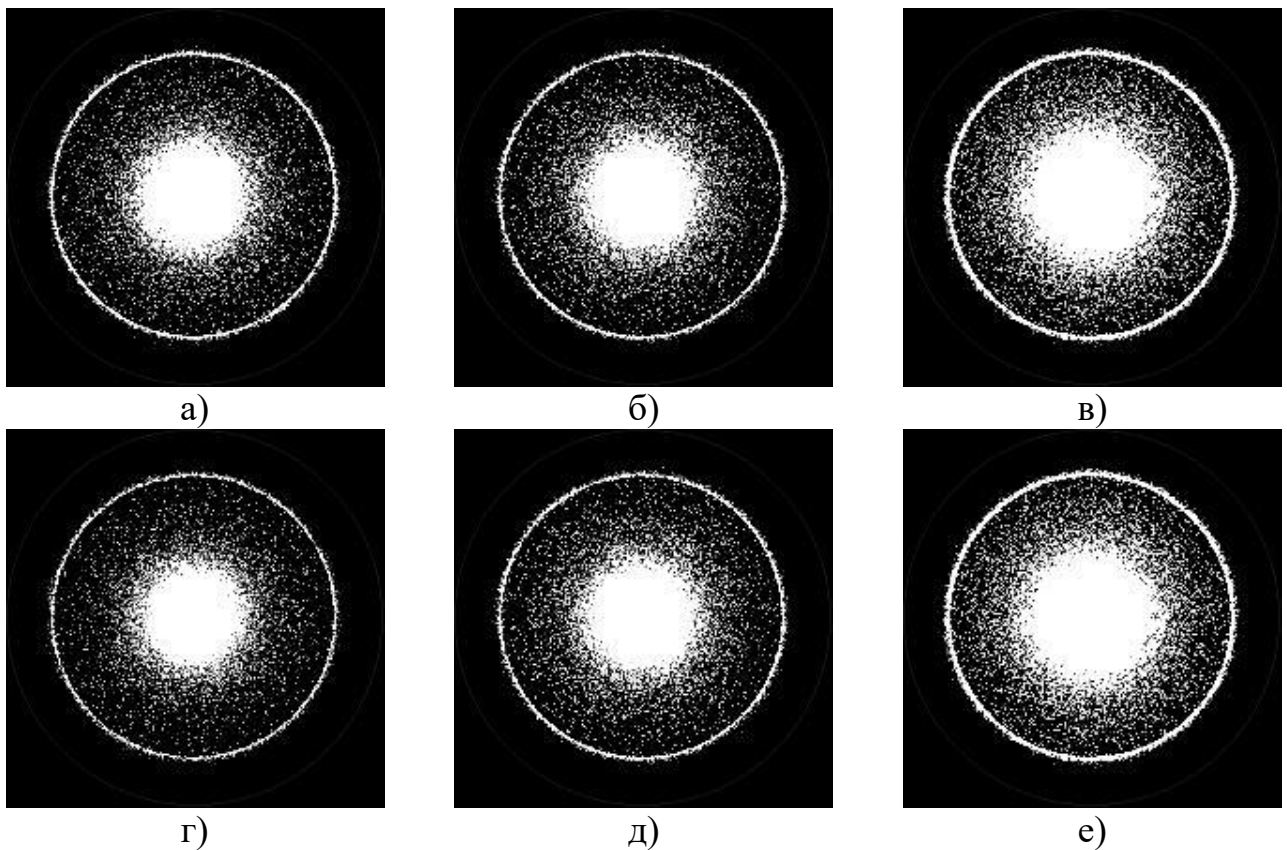


Рисунок 6.17 Розподіл розсіяного випромінювання у другій фокальній площині еліпсоїдального рефлектора у відбитому світлі для багатошарової моделі тканини плеча (а, б, в) та пальця (г, д, е) людини для діаметрів падаючого лазерного променя 0.01 мм (а, г), 0.5 мм (б, д) та 1.25 мм (в, е)

Як видно з рис. 6.17 відмінність у фотометричних зображеннях для розсіяного назад світла тканинами плеча та пальця стає малопомітною при збільшенні діаметру

падаючого пучка. У той же час, при діаметрах лазерного пучка, що наближаються до умов нескінченно-тонкого, вплив діаметру більш помітний. Це створює необхідність для більш точного аналізу просторового розподілу розсіяного світла, що може бути зареєстроване за допомогою ПЗЗ камери. На рис. 6.18 наведено графіки залежності відносної по відношенню до кількості падаючих фотонів освітленості різних зон другої фокальної площини ЕР від діаметру падаючого лазерного пучка. Абсциса на рис. 6.18 характеризує відношення діаметру падаючого пучка $2r$ променів до діаметру робочого вікна $2p$ (подвійного фокального параметру) ЕР.

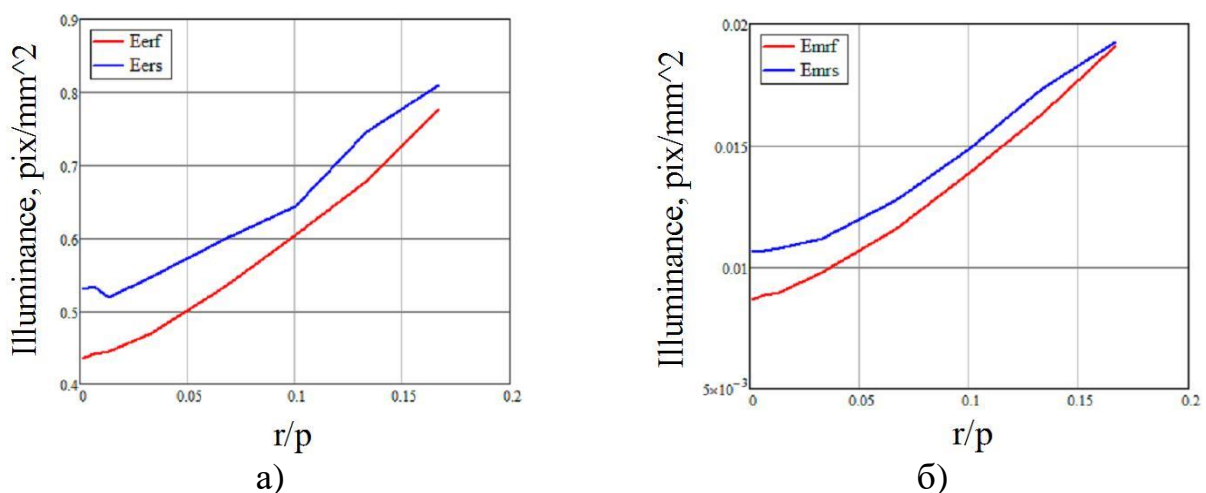


Рисунок 6.18 Відносна освітленість зовнішнього (а) та середнього (б) кільця фотометричних зображень в розсіяному назад світлі для тканин плеча (синя лінія) та пальця (червона лінія) людини в залежності від діаметру падаючого променя

Освітленість як внутрішнього, так і середнього кільця фотометричних зображень зростає практично лінійно в залежності від діаметру падаючого променя. Як видно з рис. 6.18 при невеликих значеннях діаметру лазерного променя така залежність є нелінійною, проте таких діаметрів (менших за 0.1 мм) на практиці досягти доволі складно, тому з позицій прикладного застосування доцільно використовувати лінійну апроксимацію в діапазоні значущих для реального експерименту величин. Кількість світла, що збирається у зоні зовнішнього кільця (рис. 6.18.а) на порядок більша за випромінювання, зосереджене у внутрішньому кільці (рис. 6.18.б). Це свідчить про збільшення кількості фотонів, що зазнають

багатократного відбиття стінками ЕР [7], а відтак і ефективності застосування рефлектора для збирання розсіяного випромінювання.

Розглянемо вплив потужності раманівського сигналу у дифузно відбитому світлі, що було зібране ЕР, за результатами симуляції Монте-Карло поширення оптичного випромінювання у системі «БС + ЕР + відсікаючий фільтр» на просторовий розподіл розсіяного світла у фото-приймальній площині ПЗЗ камери. Частка раманівського сигналу змінюється в діапазоні 10^3 - 10^6 фотонів, що відповідає потужності падаючого променя лазера 0.2 мВт – 0.2 Вт. Лазер працює в безперервному режимі на довжині хвилі 980 нм, а час накопичення на комірці ПЗЗ камери складає 0,1 мс, Рис. 6.19 ілюструє залежність освітленості різних зон фотометричних зображень від потужності лазерного пучка, що падає на поверхню пальця та плеча людини.

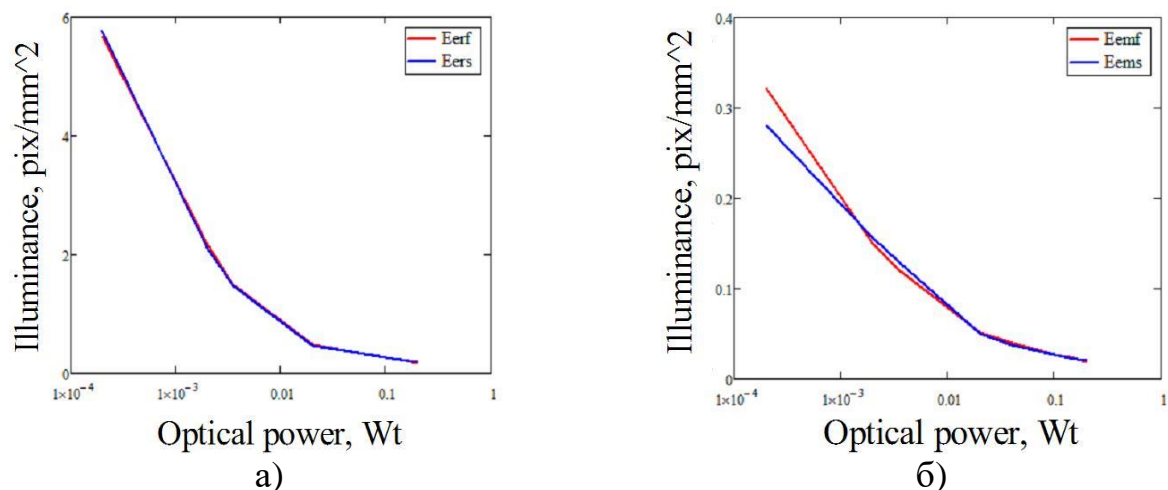


Рисунок 6.19 Відносна освітленість зовнішнього (а) та середнього (б) кільця фотометричних зображень в розсіяному назад світлі для тканин плеча (синя лінія) та пальця (червона лінія) людини в залежності від потужності падаючого променя

Як видно з рис. 6.19 відносна освітленість як зовнішнього, так і внутрішнього кільця фотометричних зображень від величини падаючої потужності лазерного джерела практично співпадають для тканини плеча і пальця людини і експоненціально зменшується. Внаслідок невеликої освітленості, що створює раманівський сигнал, що пройшов крізь відсікаючий фільтр, фотометрія еліпсоїдальним рефлектором на рівнях сигналів 0.2 мВт – 0,02 мВт є недоцільною. У

той же час, збільшення падаючої потужності призведе до засвічення всього поля фотометричного зображення, що також робить використання апертурної ПЗЗ-фотометрії недоречним. Таким чином, при виборі параметрів лазерного випромінювача, зокрема його діаметру та потужності, для підвищення ефективності раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами, перш за все, слід оперувати параметрами оптичної потужності, оскільки залежність від діаметру падаючого променя в значущому діапазоні параметрів лазерного випромінювача є лінійною.

6.5 Висновки до розділу 6

1. На підставі чисельного моделювання поширення оптичного випромінювання в системі «ДВ + БС + ВЗ» виявлено особливості впливу профілю падаючого лазерного пучка на ефекти світлорозсіювання в окремих шарах шкіри людини, що дозволяє інтерпретувати їх при побудові фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження шкіри людини як багат шарового середовища в умовах *in vitro* або *in vivo* експериментів.

2. На підставі розроблених критеріїв здійснено оцінку ефективності роботи еліпсоїдальних рефлекторів з різними фокальними параметрами у відбитому та пропущеному світлі на прикладі чисельного експерименту для зразків тканин мозку людини на різних довжинах хвилі.

3. Оцінено вплив коефіцієнту стискання еліпсоїдального рефлектора на освітленість різних зон фотометричних зображень в залежності від ексцентриситету еліпсоїда, що може бути використано при структурному синтезі фотометрів для задач фотометрії конкретних біологічних середовищ.

4. На підставі зонного аналізу фотометричних зображень в залежності від діаметру та потужності лазерного випромінювача при раманівській спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами підвищення її ефективності можливе при збільшенні величини оптичної потужності.

Список використаних джерел до розділу 6

1. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т. 1 / пер. с англ. под ред. В. В. Тучина. Москва: Наука, Физматлит, 2007. 560 с.
2. Vo-Dinh Tuan. Biomedical Photonics Handbook II Vol. USA: CRC Press LLC, 2003. 889 p.
3. Baranoski G., Krishnaswamy A. An introduction to light interaction with human skin. *RITA*. 2004. №11 (1). P.33 – 62.
4. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани : Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
5. Генина Э.А. Методы биофотоники: Фототерапия. Саратов: Новый ветер, 2012. 119 с.
6. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V. Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic. *Biophotonics—Riga 2013* : proc. SPIE, 2013. 90320V.
7. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. *Appl Opt*. 2017. №56 (30). Pp. 8520–8526.
8. Bezuglyi M. A., Pavlovets N. V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, *Proc. OSA-SPIE*, 2013. 8798.
9. Meglinskii I.V. Monte Carlo simulation of reflection spectra of random multilayer media strongly scattering and absorbing light. *Quantum Electronics*. 2001. №31. P.1101–1107.
10. Prahl S.A., Keijzer M., Jacques S.L., Welch A.J. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue. *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology. SPIE Institute Series*. 1989. №5. P.102–111.
11. Будаговский А.В. Дистанционное межклеточное взаимодействие : монография. Москва: НПЛЦ «Техника», 2004. 104 с.
12. Sudha G.F, Palnivelu T.G. Electronic biopsy for skin cancer detection. *Current science*. 2004. №87 (5). P. 645–649.

13. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I. and Tuchin V.V. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm. *J. Phys. D Appl. Phys.* 2005. №38(15). P. 2543–2555.
14. Cui W. Ostrander L.E. The relationship of surface measurements to optical properties of layered biological media. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1992. №39, P.194–201.
15. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Станчук К.І. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біо-медичних зображень : монографія. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. 203 с.
16. Елисеев Ю.Ю. Заболевания кожи: полный медицинский справочник для всей семьи. Москва : Эксмо, 2009. 608 с.
17. М.В.Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440*, 02.11.2016.
18. Безуглий М.А., Безуглая Н.В., А.Б. Самиляк Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии. *Приборы и методы измерений*. 2016. Т. 7, №1. С. 67–76.
19. Jacques S. L. Optical properties of biological tissues: a review. *Phys. Med. Biol.* 2013. №58. P.R37–R61.
20. Hall G., Jacques S.L, Eliceiri K.W., Campagnola P.J. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient. *Biomedical optics express*. 2012, №3 (11). P.2707–2719.
21. Bezuglyi M.A., Yarych A.V., Botvinovskii D.V. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*. 2012. №113. Pp.101–107.
22. Bezuglyi M. A., Pavlovets N. V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, *Proc. OSA-SPIE*, 2013. 8798.
23. Gobbold R.S.C. Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications. New York: Wiley, 1974. 486 p.
24. Handbook of Biological Confocal Microscopy / edited by J.B. Pawley. Springer Science and Business Media, 2010. 985 p.

25. Yaroslavsky, A. N., Schulze, P. C., Yaroslavsky, I. V. et al. 2002b. Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range. *Phys. Med. Biol.* №47. P. 2059–2073.
26. Меглинский И.В., Башкатов А.Н., Генина Э.А., Чурмаков Д.Ю., Тучин В.В. Исследование возможности увеличения глубины зондирования методом отражательной конфокальной микроскопии при иммерсионном просветлении приповерхностных слоев кожи человека. *Квантовая электроника*. 2002. Т.32, №10. С. 875 – 882.
27. Ritz J.-P., Roggan A., Isbert Ch., Mueller G., Buhr H.J., Germer Ch.-T. Optical Properties of Native and Coagulated Porcine Liver Tissue Between 400 and 2400 nm. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001. Vol. 29, №3. P. 205 – 212.
28. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Kostuk S. Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors, *Devices and Methods of Measurements*. 2018. №9(1). P. 56-65
29. Chan J.W., Taylor D. S., Zwerdling Th., Lane S.M., Talley Ch.E., Hollars Ch.W., Huser Th. Raman spectroscopy: chemical analysis of biological samples. *Advances in Biophotonics* / edited by B.C. Wilson et al. IOS Press, 2005. P. 148-168.
30. Jansen A.M., Patil Ch.A., Pence I.J. Raman spectroscopy: from benchtop to bedside. *Biomedical Photonics Handbook vol.II: Biomedical Diagnostics* / edited by T. Vo-Din. USA: CRC PressTaylor & Francis Group, 2015. P. 759- 803.
31. Nafie L.A. Theory of Raman scattering. *Handbook of Raman spectroscopy* / edited by I.R. Lewis, H.G.M. Edwards. New York: Marcel Dekker, 2001. P.1-10.
32. Hanlon E.B., Manoharan R., Koo T-W., Shafer K.E., Motz J.T., Fitzmaurice M., Kramer J.R., Itzkan I., Dasari R.R., Feld M.S. Prospect for in vivo Raman spectroscopy *Phys. Med. Biol.* 2000. Vol. 45. P. R1–R59.
33. Ferraro J.R., Nakamoto K. Introductory Raman Spectroscopy. San Diego, CA: Academic Press, 1994. 435 p.
34. Xie Ch., Dinno M.A. Li Y. Near-infrared Raman spectroscopy of single optically trapped biological cells. *Optical letters*. 2002. Vol.27, №3. P. 249-251.

35. Colthup N.B., Daly L.H., Wiberley S.E. Introduction to infrared and Raman spectroscopy. New York, NY: Academic Press, 1990. 548 p.
36. Naumann D. FT-infrared and FT-Raman spectroscopy in biomedical research. *Applied spectroscopy reviews*. 2001. Vol. 36. №2-3. P. 239–298.
37. Caspers P., Lucassen G.W., Bruining H.A., Puppels G.J. Automated depth-scanning confocal Raman microspectrometer for rapid in vivo determination of water concentration profiles in human skin. *Journal of Raman Spectroscopy*. 2000. Vol. 31, №8–9. P. 813–818.
38. Cialla D., März A., Böhme R., Theil F., Weber K., Schmitt M., Popp J. Surface-enhanced Raman spectroscopy (SERS): Progress and trends. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*. 2012. Vol.403, №1. P. 27–54.
39. Szymanski H.A. Raman spectroscopy: theory and practice. New York: Plenum Publishing Corporation, 1967. 222 p.
40. Asher S.A., UV resonance Raman spectroscopy for analytical, physical, and biophysical chemistry. *Analytical Chemistry*. 1993. Vol. 65, №4. P. 201A–210A.
41. Schomacker K.T., Frisoli J.K., Compton C.C., Flotte Th.J., Richter J.M., Nishioka N.S., Deutsch Th.F. Ultraviolet laser-induced fluorescence of colonic tissue: basic biology and diagnostic potential. *Lasers in surgery and medicine*. 1992. №12. P. 63-78.
42. Feld M.S., Kramer J.R. Mutagenicity and the XeCl excimer laser: A relationship of consequence? *American Heart Journal*. 1991. Vol. 122, №6. P. 1803–1805.
43. Masihzadeh O., Ammar D.A., Kahook M.Y., Lei T.C. Coherent anti-Stokes Raman scattering (CARS) microscopy: A novel technique for imaging the retina. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2013. Vol. 54, №5, P. 3094–3101.
44. Bailo E., Deckert V., Tip-enhanced Raman scattering. *Chemical Society Reviews*. 2008. Vol. 37, №5. P. 921–930.
45. Saar B.G, Freudiger C.W., Reichman J., Stanley C.M., Holtom G.R., Xie X.S. Video-rate molecular imaging in vivo with stimulated Raman scattering. *Science*. 2010. Vol. 330, №6009. P. 1368–1370.

46. Zhuang Z., Zhu M., Huang Y., Guo J. Li, Zh., Xiong K., Chen N. Li, S., Qiu X. Study of molecule variation in various grades of human nuclear cataracts by confocal micro-Raman spectroscopy. *Applied Physics Letters*. 2012. Vol. 101, №17. P. 173701–173701-3.
47. Lin Ch.-Ch., Kuo M.-T., Chang H.-Ch. Review: Raman spectroscopy – a novel tool for noninvasive analysis of ocular surface fluid. *Journal of Medical and Biological Engineering*. Vol.30, №6. P. 343-354.
48. Mahadevan-Jansen A., Sowa M.G., Puppels G.J., Gryczynski Z., Vo-Dinh T., Lakowicz J.R., Diagnosis of atherosclerosis in human carotid artery by FT-Raman spectroscopy: Principal Components Analysis algorithm. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2004. Vol. 5321. P.205-211.
49. Silveira L.Jr., Sathaiah S., Zangaro R.A., Pacheco M.T., Chavantes M.C., Pasqualucci C.A. Correlation between near-infrared Raman spectroscopy and the histopathological analysis of atherosclerosis in human coronary arteries. *Lasers Surg Med*. 2002. Vol.30, №4. P. 290-297.
50. Chen P., Shen A., Zhou X, Hu J. Bio-Raman spectroscopy: A potential clinical analytical method assisting in disease diagnosis. *Anal. Methods*. 2011. №3. P. 1257-1269.
51. Kong K., Kendall C.A., Stone N., Nottingher I. Raman spectroscopy for medical diagnostics — From in-vitro biofluid assays to in-vivo cancer detection. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 2015. pp. 1-35.
52. Jeong S., Kim Y., Kang H., Kim G. et al. Fluorescence-Raman dual modal endoscopic system for multiplexed molecular diagnostics. *Scientific Reports*. 2015. Vol. №5:9455. P. 1-9.
53. Enejder A.M.K., Koo T.-W., Oh J., Hunter M., Sasic S., Feld M.S. Blood analysis by Raman spectroscopy. *Optics Letters*. 2002. Vol. 27, №22. P. 204-206.
54. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Чмир Ю.В. Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами. *Електроніка і зв'язок*. 2014. Том 19. №6(83). С. 87 – 93.

55. M. Bezuglyi, and N. Bezuglaya, "Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors", *Electrical, Control and Communication Engineering*, vol. 15, no.1, pp. 39 – 46, 2019.
56. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)*, Riga, 2018, p. 1-4.
57. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, "Особливості неінвазивної глюкометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *XVII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*; Київ, 2018, с.136 – 137.
58. А.И. Куприй, М.А. Безуглый, "Неинвазивный оптический глюкометр с эллипсоидальными рефлекторами", на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 383-385.
59. А.С. Кондратюк, М.О. Безуглый, "ИК спектроскопия в медицинском приложении", на *10 Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2011, с.89 – 90.

РОЗДІЛ 7

ФОТОМЕТРІЯ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ В ЗАСОБАХ ОПТИЧНОЇ БІОМЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

У даному розділі розглядаються особливості прикладного застосування фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для створення та вдосконалення засобів біологічної та медичної діагностики і контролю. Оцінено вплив фактору анізотропії розсіяння на освітленість фотометричних зображень та можливості біомедичної гоніофотометрії. Розроблено та досліджено вимірювальну систему для кутової фотометрії у розсіяному назад світлі. На підставі модельного експерименту оцінено перспективи застосування фотометру з ЕР для контролю оптичного просвітлення шкіри людини. Створено прототип оптичного неінвазивного глюкометру з ЕР та досліджено його функціональні особливості. Розглянуті особливості та переваги побудови оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для систем біонічних пальців рук людини.

7.1 Особливості просторового аналізу біологічних середовищ методами еліпсоїдальних рефлєкторів

Методи та системи просторової фотометрії широко застосовуються для діагностики та аналізу біологічних об'єктів та середовищ [1]. При цьому основною оптичною властивістю, що досліджується, є індикатриса розсіяння світла товщинними зразками, яка визначає величину фактору анізотропії g [2,3]. Серед основних підходів експериментального дослідження індикатриса розсіяння є реалізація вимірювальних засобів за принципами паралелей та/або перетинів [4]. Це дозволяє досліджувати зразки БС як з осьовою симетрією так і асиметрією анізотропії розсіяння [5, 6]. Зазначені принципи дозволяють за результатами прямих вимірювань на зразках визначати величину фактору анізотропії однократного розсіяння, що найчастіше описується фазовою функцією Хені-Грінштайна [7]. Проте решта

оптичних параметрів БС, зокрема коефіцієнт розсіювання μ_s та коефіцієнт поглинання μ_a , можуть бути обчислені лише ітераційним шляхом мінімізації цільових функцій вимірних оптичних коефіцієнтів за допомогою інверсних методів біофотоніки. При цьому диференційні оптичні коефіцієнти, що отримані за допомогою просторової фотометрії, повинні бути замінені їх інтегральними аналогами. Але при такій заміні адекватність застосування інверсних методів може бути поставлена під сумнів з огляду на «інверсію в квадраті», якій підпорядковується процедура визначення фактору анізотропії g однократного розсіювання на підставі дослідження на товщинних зразках. З огляду на це потребує додаткового опрацювання питання використання прямих методів моделювання поширення оптичного випромінювання в зразках БС, що дозволять оцінити точність обчислення величини фактору анізотропії g на підставі експериментального дослідження індикатрисы розсіювання.

Як уже зазначалося вище, серед численних прямих методів вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання [7]. Найпоширенішим є симуляція Монте-Карло [8]. Вона дозволяє відстежувати траєкторію руху окремих фотонів з відповідною вагою, а відтак робить можливим просторове представлення розсіяних груп фотонів в фотоприймальній площині обраної конфігурації. При цьому вхідними даними є коефіцієнти розсіювання та поглинання, показник заломлення та геометрія зразка БС, а також параметри, що описують профіль та енергетику падаючого світла.

З іншого боку коефіцієнти розсіювання та поглинання можуть бути визначені, наприклад, в рамках еліпсоїдальної фотометрії або методів дзеркального еліпсоїда обертання [9]. До того ж, ці методи вже показали свою доцільність при виявленні структурних анатомічних відмінностей, що вносять асиметрію в просторовий розподіл розсіяного світла [5, 10, 11].

Тому важливо з'ясувати особливості застосування інформаційно-виміральної системи, що використовує принципи фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для аналізу розсіяного оптичного випромінювання та симуляцію Монте-Карло поширення світла в БС.

7.1.1 Дослідження невісесиметричності розсіювання біологічними середовищами

У роботах [4, 5, 11] зі співавторами в умовах експерименту *in vitro* було досліджено вплив просторового характеру розсіювання оптичного випромінювання зразками біологічних середовищ. До основних БТ, що мають невісесиметричний характер розсіювання слід віднести переважно волокнисті БТ, до яких, окрім м'язових тканин, відносяться ще й окремі патологічно змінені тканини та новоутворення (фіброміома, фіброзна дисплазія, міосаркома тощо) [11]. Були отримано й оцінено властивості осьової анізотропії розсіювання БС на точність визначення оптичних коефіцієнтів (дифузного відбиття, поглинання та повного пропускання), на основі яких вирішуються інверсні задачі оптики світлорозсіювання. Закономірності такого експериментального пошуку дозволили однозначно трактувати відмінності в характері розсіювання оптичного випромінювання в порівнянні з БС, котрим властивий певний ступінь оптичної біологічної однорідності, а відтак вісесиметричності просторової індикатрисы розсіювання [11].

Як зазначено в розділі 1, фотометричний базис еліпсоїдальними рефлекторами складають коефіцієнти розсіювання та поглинання, фактор анізотропії розсіювання, а також показник заломлення та товщина (або умова напів-нескінченності) досліджуваного зразка БС. Не відкидаючи можливість визначення всіх зазначених величин в умовах єдиного експерименту при фотометрії ЕР в подальшому, на даному етапі слід обмежити оптичну біометрію середовищ еліпсоїдальними рефлекторами обчисленням лише коефіцієнтів розсіювання та поглинання. Величина фактору анізотропії розсіювання може бути визначена шляхом реального експерименту з використанням різноманітних засобів просторового аналізу [1].

Розглянемо особливості фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами та Монте-Карло симуляції для просторового аналізу БС.

У якості джерела світла використаний гелій-неоновий лазер ЛГН-208А на довжині хвилі 632,8 нм номінальною потужністю неполяризованого випромінювання 2 мВт та діаметром пучка 1,4 мм. Як зазначено в роботі [10] тенденція

несиметричності характеру анізотропії розсіяння для волокнистих тканин простежується в різній мірі і на інших довжинах хвиль. У той же час фотометрія ЕР, що використовує Монте-Карло симуляцію в системі «ЕР + БС», враховує довжину хвилі падаючого випромінювання в оптичних властивостях досліджуваного БС, тому дозволяє здійснювати й спектрофотометричний аналіз. Вимірювання для окремих товщин зразків різних БС показало, що номінальна потужність лазера може виявитись зовеликою з огляду на параметри чутливості фото-приймальних пристроїв, то в хід променю необхідно вводити оптичні послаблювачі. З урахування відносності при визначенні оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття, повного та колімованого пропускання за виміряними фотометричними величинами таке ослаблення потребувало лише уточнення вхідних даних для моделювання. Зазначений лазер є одномодовим і профіль розподілу інтенсивності випромінювання в поперечній моді TEM_{00} підпорядковується нормальному закону, що також вплинуло на вхідні данні для моделювання поширення оптичного випромінювання в БС.

Фотометр з ЕР на відбиття та пропускання (рис. 5.3.а) був використаний з елементами оптичних систем стереоскопічного мікроскопу МБС-10 (без об'єктива) та TV-A адаптера. Параметри ЕР: ексцентриситет 0.66 та фокальний параметр 16.875 мм. Просторовий аналіз (визначення фактору анізотропії розсіяння) зразків БС був реалізований за допомогою фотометричної системи гоніометричного типу (рис. 7.1) [10, 11-13], побудованої для вимірювання за перетинами.

Принцип роботи експериментальної установки для дослідження випромінювання, що пройшло через БС, тобто зазнало розсіяння вперед, полягає у наступному. Випромінювання від He-Ne лазера 1 потрапляє за допомогою світлоділильного кубика 6, розміщеного на столику гоніометричного пристрою 3, на біологічний зразок 2, що утримується між двома плоско-паралельними пластинками. Реєстрація розсіяного біологічним зразком випромінювання відбувається одночасно вісьмома фотоприймачами 5 BPW-21 (OSRAM) та передається на 8-канальний блок обробки 7. Обробка передбачає підсилення та перетворення в цифровий сигнал, який

виводиться у вигляді напруги на індикаторі блоку обробки 7 та може передаватись на комп'ютер зі спеціалізованим програмним забезпеченням ІВСОБ 2 [10, 14].

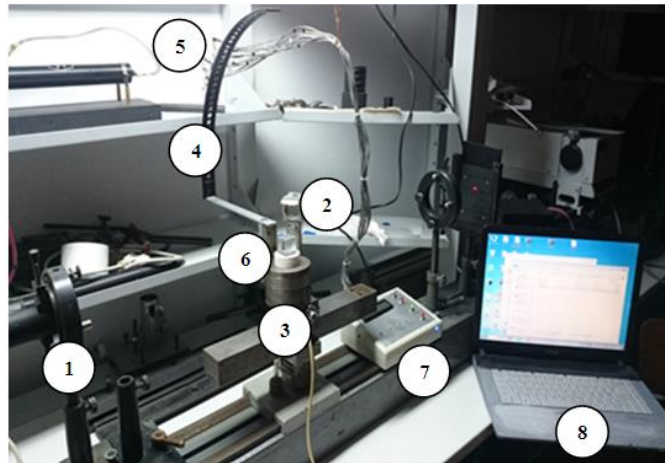


Рисунок 7.1 Загальний вигляд експериментальної установки гоніометричного типу з використанням дуги для просторової фотометрії біологічних середовищ: 1 – лазер; 2 – зразок; 3 – гоніометричний пристрій; 4 – дуга; 5 – приймачі випромінювання; 6 – світло-дільний куб; 7 – блок обробки; 8 - комп'ютер [10]

Далі приймачі переміщують по дузі в наступні 8 положень. Усього на дузі 32 отвори, отже здійснюється чотири переміщення, котрі забезпечують реєстрацію розсіяного вперед випромінювання в одній чверті кола. Для дослідження розсіяного вперед випромінювання в одній площині дуга 4 з приймачами 5 повертається на 180° навколо зразку 2, та знову проводиться чотири вимірювання. У результаті отримуємо значення напруги в одній площині. Перед початком біомедичного експерименту, кожен з приймачів калібрується за відомим рівнем інтенсивності падаючого випромінювання. Для вимірювання розсіяного назад випромінювання здійснюють пере-налаштування установки. Тримач біологічного зразка має відповідні мітки для забезпечення однозначності його розміщення при пере-налаштуванні та повороті. Корисний сигнал с кожного каналу є різницею виміряної напруги, що відповідає наявності та відсутності падаючого світла [10].

Дослідження проводились на зразках м'язів свині товщинами $0,14 \pm 0,002$ см, $0,29 \pm 0,002$ см та $0,43 \pm 0,002$ см, а також м'язів курки товщинами $0,076 \pm 0,002$ см, $0,16 \pm 0,002$ см та $0,214 \pm 0,002$ см. Зразки були отримані шляхом відділення від об'єкту

скальпелем не пізніше як 12 годин після забиття. Зразки були попередньо насичені 0,9% розчином NaCl при нормальних умовах протягом 24 годин. Слід підкреслити, що таке сольове насичення тканини, яке містить близько 85% води, може бути оптично еквівалентне БС, що мають насичення в природних умовах близько 70%. Замочування збільшує зворотне розсіяння назад [2]. Поперечні розміри зразків обирались такими, аби заповнити весь робочий отвір еліпсоїдального рефлектора і запобігти виходу розсіяного випромінювання з бокових частин тканини. Зразки розміщувались на предметному склі, що було враховане при моделюванні Монте-Карло введенням додаткового прозорого шару з показником заломлення 1,52 та товщиною 0.1 см [10].

Моделювання Монте-Карло здійснено на основі алгоритму [7, 15]. Окрім процесу визначення оптичних коефіцієнтів відбиття та пропускання на основі вхідних оптичних параметрів (Таблиця 7.1), моделювання включає відстеження траєкторії та ваги окремих фотонів, що вийшли з БС в прямому та зворотному напрямках. Вони є масивом вхідних даних для моніторингу процесу взаємодії розсіяного випромінювання з ЕР.

Таблиця 7.1 Оптичні параметри біологічних середовищ
для моделювання Монте Карло

БТ	λ , нм	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	n	$g_{сер}$	$d \pm 0.002$, см
<i>Porcine muscle</i>	632.8	1.68	45.4	1.40	0.973	0.14; 0.29; 0.43
<i>Chicken muscle</i>	632.8	0.9	229.9	1.37	0,965	0.076; 0.16; 0.214

Еліпсоїдальні рефлектори як в реальному так і в модельному експерименті розміщені так, аби площа виходу оптичного випромінювання з поверхні БС співпадала з фокальною площиною ЕР. Моделювання проводилось на спеціалізованому програмному забезпеченні «Bt_mod» (п. 4.4) [16]. Належна акумуляція на пікселях була забезпечена запуском 20 млн фотонів. Для отримання числових значень кожен модельний експеримент проводився десять разів. Для побудови фотометричних зображень були використані дані одного чисельного

експерименту, що пояснюється відсутністю помітних візуальних відмінностей в отриманих результатах при відхиленні чисельних значень коефіцієнтів дифузного відбиття і повного пропускання в межах 0,03%.

Другим етапом використання даних про координати та направляючі косинуси виходу фотонів з БС є графічне моделювання просторового розподілу розсіяного випромінювання по перетинам. Принцип модельної інтерпретації аналогічній умовам реального експерименту і враховують конфігурацію вимірювальної системи гоніометричного типу (рис. 7.1). Зокрема розміри приймальної площадки, на яку потрапляють різно-зважені фотони, відповідають розмірам фото чутливої площини реального фотодіоду і становлять $0,273 \times 0,273$ см, а відстань фотометрії становить 30 см. При чому на відміну від реального експерименту, модельний не містить «мертвих зон» [10] і отриманий графік побудований за суміжними значеннями без розривів. Графік реальної індикатрисы розсіяння будується з використанням квадратичної інтерполяції. Поточні значення інтенсивності нормовані на величину падаючого світла.

Розглянемо фотометричні зображення, отримані експериментально з використанням фотометру з ЕР та за результатами моделювання Монте-Карло в середовищі «Bt_mod». Для прикладу на рис. 7.2 показані фотометричні зображення розсіяного світла зразками м'язів курки товщиною $0,076 \pm 0.002$ см, $0,16 \pm 0.002$ см та $0,214 \pm 0.002$ см. Товщина в модельному експерименті відповідала середній товщині реального експерименту. Оскільки для отримання зображень у реальному експерименті була використана монохромна ПЗЗ камера, то при побудові модельного зображення вага фотонів з точністю до тисячних задавалась відтінками сірого.

На даному етапі авторами реалізований алгоритм вісе-симетричної симуляції Монте-Карло, що добре помітно при аналізі модельних фотометричних зображень (на рис. 7.2. зображення б, е, и, г, з та л). Втім, при введенні в розрахунок можливості відстеження траєкторії об'ємного розсіяння на нескінченних циліндрах, що було реалізовано при дослідженні волокнистих біологічних тканин [6, 11], фотометричні зображення можуть набути несиметричного характеру. Тому для таких випадків, як і

для аналізу експериментальних зображень за даною роботою, необхідно здійснити розбиття на перетини для оптимізації подальшого процесу вимірювання на гоніометричній установці (рис. 7.1) [5].

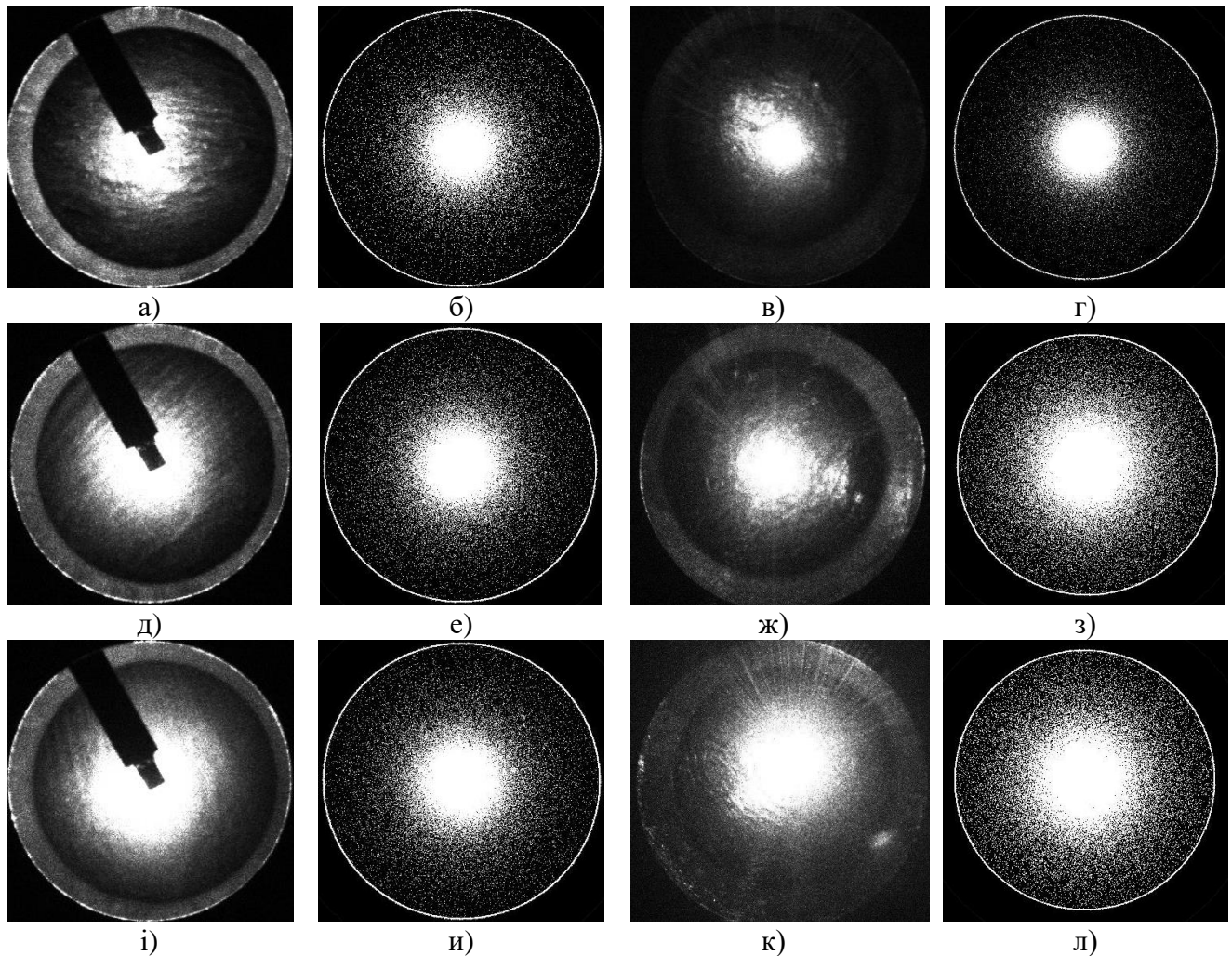


Рисунок 7.2 Фотометричні зображення, отримані методом фотометрії

еліпсоїдальними рефлекторами у результаті реального експерименту (а, д, і, в, ж, к) та симуляції Монте Карло (б, е, и, г, з, л) для зразків м'язів курки товщиною $0,076 \pm 0,002$ см (а, б, в, г), $0,16 \pm 0,002$ см (д, е, ж, з) та $0,214 \pm 0,002$ см (і, и, к, л) у відбитому (а, д, і, б, е, и) та пропущеному (б, е, и, в, ж, к) світлі відповідно

Отримані зображення з фотометру ЕР про характер розсіяного випромінювання зразками БС в подальшому використовуються для вибору кількості перетинів [10], в яких зображення візуально відрізняється. Після визначення кількості перетинів з найбільш відмінними значеннями яскравості, здійснюють вимірювання на

біомедичному гоніофотометрі [13] (рис. 7.2) та нормують отриману індикатрису розсіяння. Просторовий розподіл розсіяного випромінювання, отриманий скануванням складається з набору величин зареєстрованої напруги на фотоприймачі, що був попередньо відкалібрований за відомим рівнем падаючого світлового потоку. Далі отримані значення напруги у вольтах були переведені у потужність, обмежену тілесним кутом приймача у ватт на стерadian і представлені в логарифмічній шкалі у вигляді індикатриси розсіяння [10]. Аналогічний механізм закладений при обробці даних модельного експерименту, але замість потужності використана вага фотонів, що потрапили на приймальну площадку, обмежену таким же тілесним кутом, як і в експерименті. Для коректного порівняння експериментальних та модельних даних індикатрису розсіяння (рис. 7.3) було усереднено за чотирма перетинами. Нормування експериментальної індикатриси здійснено за рівнем падаючого оптичного сигналу від лазера, а модельної – за сумарною вагою запущених фотонів.

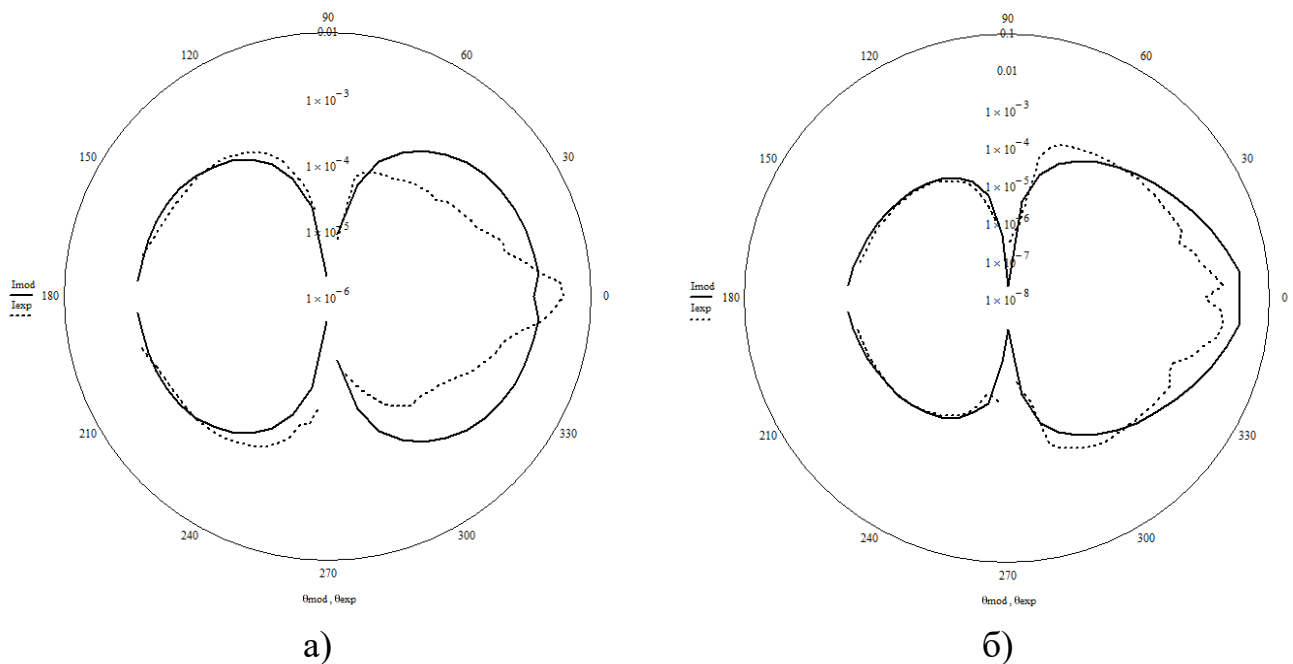


Рисунок 7.4 Індикатриса розсіяння світла зразками м'язів курки товщиною 0,076 см (а) та м'язів свині товщиною 0,14 см (б), отриманих у ході реального (суцільна лінія) та модельного (пунктирна лінія) експериментів

Графіки для інших зразків м'язових тканин курки та свині, що використовувались в дослідженнях, мають аналогічний зображенням на рис.7.3 вигляд і вважаються характеристичними для подальшого аналізу.

Відмінність графіків реального експерименту та модельного слід пов'язати з трьома моментами. По-перше, з можливою неточністю визначення оптичних параметрів (таблиця 7.1), що були отримані шляхом застосування інверсного МК [7]. Це пояснюється тим, що для вимірювання колімованого пропускання ступінь наближення товщини тонкого зразку досліджуваної тканини до умов 1-2 актів розсіяння була недостатньою. По-друге, у ході лазерного променю до поверхні БС присутні оптичні елементи (призма та циліндрична система), вплив оптичних передаточних функцій яких на розподіл енергії в нульовій поперечній моді треба дослідити. І по-третє потребує додаткового опрацювання питання можливостей Монте-Карло симуляції у випадку диференційних вимірювань, яким є сканування при просторовій фотометрії.

Таким чином, методи фотометрії ЕР можуть бути використані для просторового аналізу БС у якості попередньої процедури для визначення ступеню вісесиметричності розсіяного світла та з'ясування кількості та напрямку перетинів для подальшого гоніометричного вимірювання.

7.1.2 Оцінка впливу фактору анізотропії розсіяння на фотометрію еліпсоїдальними рефлекторами

Для вирішення поставленої у даному пункті задачі необхідно дослідити як зміниться освітленість різних зон фотометричних зображень для конкретного БС при зміні величини фактору анізотропії однократного розсіяння g_{HG} .

Для прикладу проведемо дану оцінку використовуючи у якості досліджуваних БС м'язові тканини свині та курки, оптичні властивості яких були визначені з використанням інверсного МК в системі «ЕР + БС» і представлені у таблиці 7.2.

Таблиця 7.2 Вхідні дані для моделювання Монте-Карло [5]

БС	λ , нм	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	n	g
М'язи свині	632,8	1,68	45,4	1,40	0,964-0,982
М'язи курки	632,8	0,9	229,9	1,37	0,946-0,984

У проведених разом з співавторами дослідженнях [5] показано, що величина фактору анізотропії однократного розсіяння, визначена на підставі вимірної індикатриси розсіяння товщинними зразками БС [10], різна в різних перетинах. А вплив такої зміни на характер зміни оптичних коефіцієнтів дифузного розсіяння та повного пропускання суттєвий у випадках обох тканин. Тому відповідну оцінку освітленості фотометричних зображень здійснимо на підставі типового чисельного експерименту поширення оптичного випромінювання в системі «ЕР + БС», описаного вище.

Для модельної оцінки були використані середні значення коефіцієнтів поглинання μ_a та розсіяння μ_s , а також діапазон зміни фактору анізотропії g функції HGPF, що був отриманий на різних перетинах (Табл. 7.2) для зразків різної товщини [5]. Не зважаючи на істотну залежність точності визначення фактору анізотропії однократного розсіяння від індикатриси розсіяння товщинних зразків біологічних тканин [2, 7], розглянемо вплив величини g певної товщини на світлорозсіяння в прямому та зворотному напрямках при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами.

Залежність оптичних коефіцієнтів дифузного відбиття Rd , поглинання A та повного пропускання T від товщини досліджуваного зразка для різних значень фактору анізотропії тканини показано на рис. 7.5.

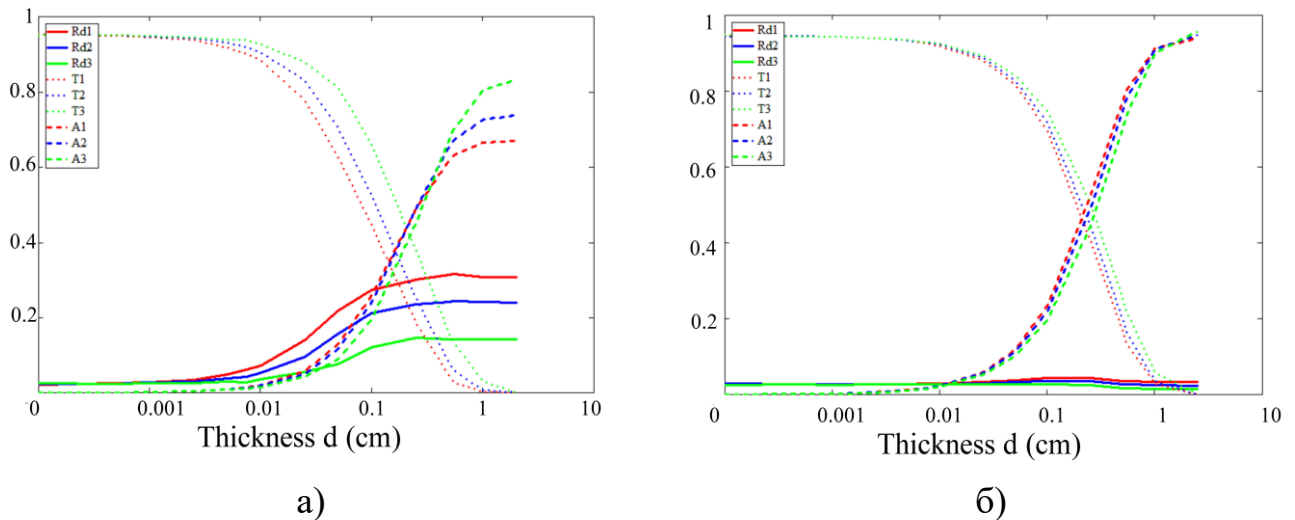


Рисунок 7.5 Оптичні коефіцієнти дифузного відбиття Rd , поглинання A та повного пропускання T в залежності від товщини досліджуваних зразків м'язової тканини курки (а) та свині (б) при різних g

Скориставшись кореляцією між теоретичними та практичними значеннями освітленості різних зон фотометричних зображень, описаних в роботах [15,26], та особливостями наростання та спадання графіків оптичних коефіцієнтів для м'язової тканин свині (рис.7.5.а) та курки (рис.7.6.б), можна передбачити товщини зразків БТ, на яких будуть спостерігатись найбільш «яскраві» розподіли дифузно пропущеного та відбитого світла при фотометрії ЕР. У даному випадку для м'язової тканини курки це будуть товщини в діапазоні 0.01-5 мм, а для м'язової тканини свині – 0,025-7,5 мм. Для модельної подібності при подальшій симуляції будемо використовувати товщину 1 мм для обох тканин, а також товщини 0,05 мм й 2,5 мм для м'язів курки, та 3 мм й 4 мм для м'язів свині. Указані величини окреслюють граничні товщин, що досліджувались в реальному експерименті.

Монте-Карло симуляція поширення світла в системі біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами [15,26] передбачала запуск 21.5 млн фотонів з гаусовим профілем поперечного перетину [40] одномодового випромінювання He-Ne лазера. Змінною величиною при симуляції був фактор анізотропії тканини (Табл. 7.2). У результаті моделювання отримані фотометричні зображення другої фокальної

площини еліпсоїдальних рефлекторів у відбитому та пропущеному світлі для м'язової тканини свині (рис. 7.6) та курки (рис. 7.7).

З рис. 7.6 видно, що освітленість зовнішнього і середнього кільця [15,26] фотометричних зображень і у відбитому, і у пропущеному світлі в залежності від зміни фактору анізотропії м'язової тканини свині змінюється малопомітно. Відмінний характер спостерігається для подібної залежності для м'язової тканини курки (рис. 7.7). При цьому чітко видно, що освітленість середнього кільця у відбитому світлі спадає, а у пропущеному – наростає. Для кількісної оцінки скористаємось принципами зонного аналізу для обробки фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами [26], а результати для нормованої відносно падаючого випромінювання освітленості представимо у $\text{ріх}/\text{см}^2$.

На рис. 7.8 показані освітленості різних зон фотометричних зображень для зразків м'язової тканини свині та курки різної товщини в залежності від фактору анізотропії розсіяння при модельному та реальному експериментах.

Графіки на рис. 7.8 є лінійною апроксимацією даних, отриманих при модельному експерименті при обробці фотометричних зображень, що були отримані за результатами єдиної симуляції для кожного значення фактору анізотропії тканини. Така апроксимація за методом найменших квадратів є доволі точною і має несуттєве відхилення при порівнянні з графіком, побудованим за результатами усереднення рівня освітленості зовнішнього та середнього кільця для серії з 10 симуляцій для кожного значення фактору анізотропії тканини. Фігурами на рис. 7.8 показані дані реальних експериментів для зразків:

- м'язової тканини свині товщиною $1 \pm 0,018$ мм, $3 \pm 0,021$ і $4 \pm 0,023$ мм;
- м'язової тканини курки товщиною $0,05 \pm 0,008$ мм, $1 \pm 0,02$ і $2,5 \pm 0,02$ мм.

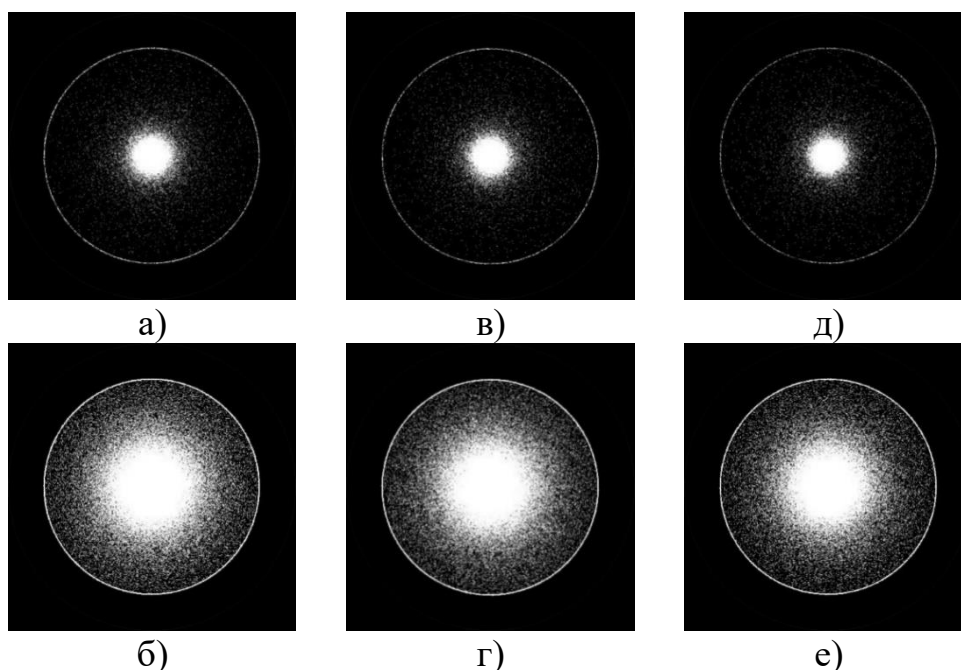


Рисунок 7.6 Фотометричні зображення розсіяного світла зразком м'язової тканини свині товщиною 1 мм, отримані у ході симуляції Монте-Кало в системі «БС+ЕР» у відбитому (а, в, д) та пропущеному (б, г, е) світлі при значеннях фактору анізотропії $g=0,964$ (а, б), $g=0,972$ (в, г), $g=0,982$ (д, е) відповідно

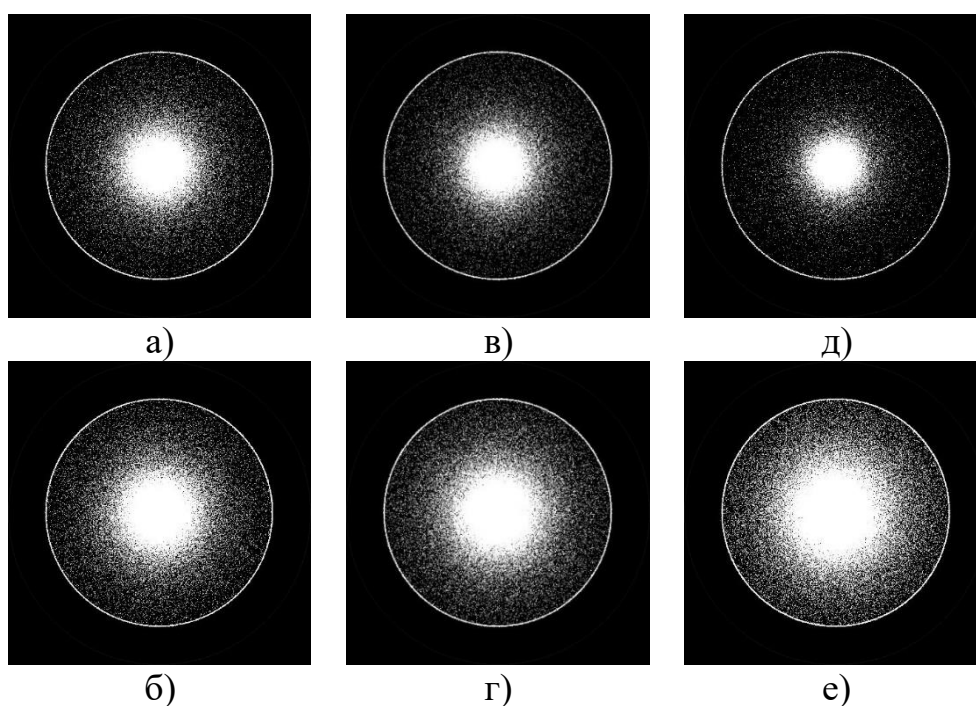
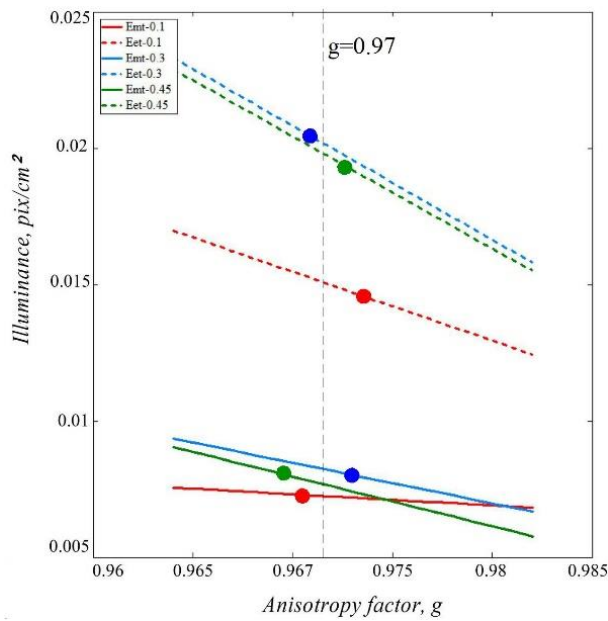
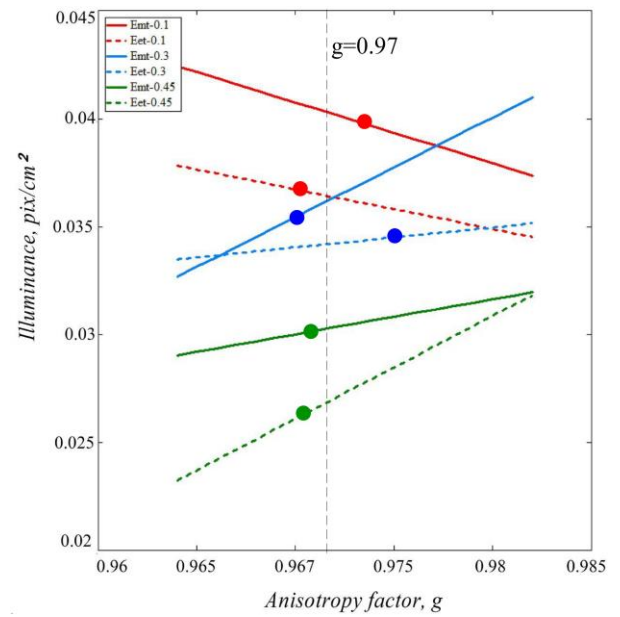


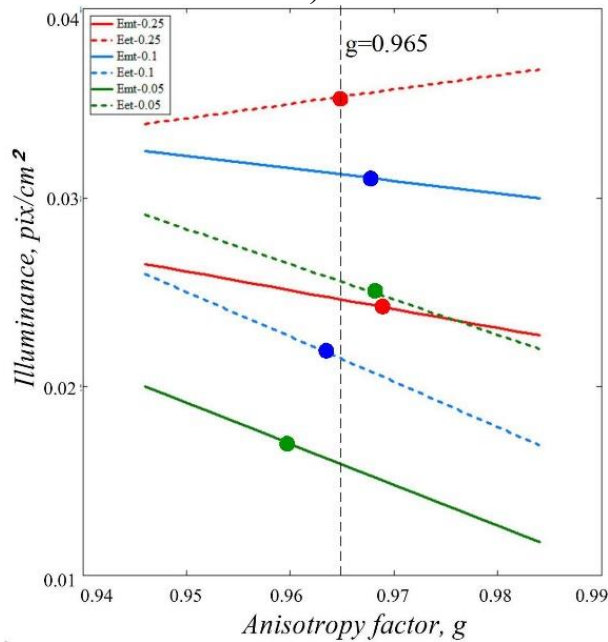
Рисунок 7.7 Фотометричні зображення розсіяного світла зразком м'язової тканини курки товщиною 1 мм, отримані у ході симуляції Монте-Кало в системі «БС+ЕР» у відбитому (а, в, д) та пропущеному (б, г, е) світлі при значеннях фактору анізотропії $g=0,946$ (а, б), $g=0,962$ (в, г), $g=0,984$ (д, е) відповідно



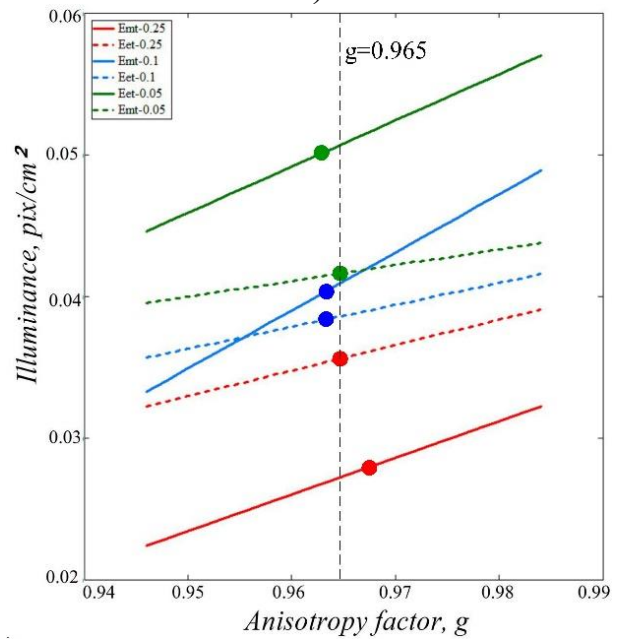
а)



б)



в)



г)

Рисунок 7.8 Освітленість зовнішнього (пунктирна лінія) та середнього (суцільна лінія) кільця фотометричних зображень зразків м'язової тканини свині (а, б) та курки (в, г) різної товщини у відбитому (а, в) та пропущеному (б, г) світлі

Порівнюючи залежність освітленості фотометричних зображень зразків м'язової тканини курки (рис. 7.8.в, рис. 7.8.г) та свині (рис. 7.8.а, рис. 7.8.б) товщиною 1 мм від значень фактору анізотропії можна побачити тенденцію стрімкого спаду у відбитому світлі освітленості зовнішнього кільця та помірного зменшення освітленості середнього кільця. При цьому у розсіяному назад світлі абсолютні значення освітленості для зразків м'язової тканини різних тварин і для різних зон фотометричних зображень відрізняються суттєво. Так освітленість зовнішнього кільця для м'язової тканини свині більш ніж в 1.5 рази перевищує освітленість середнього кільця. У той же час в значущому діапазоні зміни фактору анізотропії освітленість зовнішнього кільця для м'язової тканини курки більш ніж на 75% менше освітленості середнього кільця. При цьому освітленість середнього кільця для м'язової тканини курки більш ніж в три рази перевищує аналогічну освітленість для тканин свині, а освітленість зовнішнього кільця практично однакова для обох досліджуваних тканин. Відносна освітленість різних зон фотометричних зображень, що формуються з урахуванням можливих траєкторій руху променів в ЕР [15], може свідчити про частку фотонів, що взаємодіяли з тією або іншою частиною еліпсоїдального рефлектора. Механізм рей-трейсингу, запропонований у роботі [15], показує, що до фотонів, які формують освітленість середнього кільця фотометричного зображення, переважно відносяться ті, що мають більш віддалені координати виходу з БС у порівнянні з областю падіння і більше відхилення від початкового напрямку. Такі фотони з більшою ймовірністю будуть взаємодіяти з нижньою частиною еліпсоїдального рефлектора. Помірний подібний спад освітленості зовнішнього кільця для зразків м'язової тканини свині та курки в залежності від величини фактору анізотропії може свідчити про зменшення кількості розсіяних назад променів, що суттєво відхилились від осі падіння. Це справедливо для діапазону зенітних кутів, що знаходяться в межах апертури, яка формується другою фокальною площиною ЕР діаметром у два фокальні параметри еліпсоїда обертання. У цьому випадку ймовірність потрапляння променів у верхню частину ЕР вища. Якщо вважати величини оптичних властивостей, зокрема коефіцієнту поглинання,

показника заломлення та фактору анізотропії (Табл. 7.2) для обох тканин співмірними, а також врахувавши практичну ідентичність освітленості зовнішнього кільця, то очевидним є факт, що величина коефіцієнту розсіяння є визначальною при формуванні освітленості середнього кільця. Причому чим більший коефіцієнт розсіяння, тим більша освітленість середнього кільця фотометричних зображень у розсіяному назад світлі.

Розглянемо освітленості різних зон фотометричних зображень для зразків м'язової тканини курки (рис. 7.8.в, рис. 7.8.) та свині (рис. 7.8.а, рис. 7.8.б) однакової товщини 1 мм у пропущеному світлі. Ключовою відмінністю між цими графіками є тангенс нахилу прямих: для м'язової тканини свині він додатний, а для курки – від'ємний. Подивимось на тенденцію зміни освітленості різних зон фотометричних зображень для обох м'язових тканин в залежності від зразків різної товщини. Очевидно, що додатній або від'ємний нахил прямих знаходиться в безпосередній кореляції з характером зміни оптичних коефіцієнтів пропускання, поглинання та дифузного відбиття (рис. 7.5) від товщини досліджуваного зразка БС. Визначальним при цьому слід вважати вплив коефіцієнту дифузного відбиття, іншими словами частки променів, що розсіялись в протилежному до падіння напрямку.

Таким чином методика визначення величини фактору анізотропії розсіяння БС за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами зводиться до наступного.

- 1) Перед отриманням фотометричних зображень з використанням фотометру з ЕР, що працює і на відбиття, і на пропускання, визначають товщину досліджуваного зразка БС у форматі $d \pm \Delta d$.
- 2) Здійснюють фотометрію еліпсоїдальними рефлекторами і визначають освітленість зовнішнього та середнього кільця фотометричних зображень.
- 3) За допомогою інверсного методу Монте-Карло (п. 5.4) визначають оптичні властивості досліджуваного БС.
- 4) Здійснюють симуляцію Монте-Карло поширення оптичного випромінювання в системі «БС + ЕР» (Розділ 4) для трьох товщин досліджуваного БС (

$d; d + \Delta d; d - \Delta d$) в значущому діапазоні змін фактору анізотропії з метою отримання фотометричних зображень у приймальній площині ПЗЗ камери.

- 5) На підставі зонного аналізу (п. 5.2) будують залежність освітленості зовнішнього та середнього кільця фотометричних зображень в значущому діапазоні змін фактору анізотропії для розсіяного вперед та розсіяного назад світла для зазначених товщин досліджуваного БС.
- 6) Величини, отримані в п. 2 наносять на графіки, побудовані за п. 5 і визначають середні значення фактору анізотропії розсіяння, за серією проведених вимірювань.
- 7) При дослідженні низки зразків одного і того самого БС різної товщини, будують відповідну кількість графіків з нанесеними результатами реального експерименту, а величину фактору анізотропії розсіяння усереднюють по результатам всіх товщин досліджуваних зразків.

Застосування такої методики, як видно з рис. 7.8, має непогану відтворюваність результатів при дослідженні м'язової тканини тварин, проте потребує додаткової апробації при дослідженні інших БС. До того ж залежність величини фактору анізотропії від товщини зразка не завжди може підпорядковуватись лінійному усередненню.

7.2 Кутова фотометрія розсіяного назад світла еліпсоїдальними рефлекторами

Здійснюючи дослідження біологічних тканин в умовах *in vitro* або *ex vivo* експерименту, методами оптики світлорозсіяння важливо використовувати припущення та обмеження, що дозволяють здійснити вірну імплементацію виміряних величин в математичну модель. При цьому шар досліджуваної тканини містить верхню та нижню границі, а також внутрішню область, товщина якої мала в порівнянні з периметром. Оскільки поверхня БТ (границя розподілу середовищ), як правило, містить нерівності різних розмірів відносно довжини хвилі, то можливе зовнішнє дзеркальне та/або дифузне відбиття від неї. При перетині світловим

променем поверхні відбувається розсіяння всередині БТ до моменту повного поглинання або появи за межами зразка у вигляді внутрішнього дифузного відбиття або пропускання. Основною задачею такого експерименту є мінімізація впливу на результуючий просторовий розподіл розсіяного випромінювання зовнішньої складової, зокрема дифузної. Цього в реальному експерименті досягають шляхом розміщення зразка БТ поміж скляними елементами з полірованими поверхнями [17, 18], розміри мікронерівностей яких не перебільшують довжину хвилі падаючого випромінювання, або шляхом забезпечення фізіологічності експерименту при розміщенні зразка у фізіологічних рідинах [2].

Експеримент в умовах *in vivo* передбачає, що досліджуваний біологічний зразок є товстим (напів-нескінченим). Світловий потік, який можна зареєструвати у протилежному до падаючого випромінювання напрямку, складається з частки, що пройшла крізь поверхню і взаємодіє з середовищем, а також відбитого поверхнею світла. Характер кутового розподілу відбитого потоку визначає тип поверхні та її рельєф [19]. А ймовірність дифузії світла назад до поверхні залежить від кількості актів взаємодії з середовищем, коли у результаті розсіяння змінюється напрям фотону до моменту його поглинання, та визначається оптичними властивостями БТ [20]. Модельний експеримент в обох випадках забезпечується при врахуванні явища френелівського відбиття.

Зазначимо, що світлорозсіяння зразком БТ залежить від типу освітлення і має суттєві відмінності при застосуванні дифузного або колімованого потоку. Для визначення відбиваючої здатності та коефіцієнта відбиття за цими способами освітлення застосовуються різні вимірювальні стандарти [21]. Априорі, відбиваюча здатність та коефіцієнт відбиття залежать від кута падіння, поляризації випромінювання та показника заломлення середовищ, що визначають границю їх розподілу. Показник заломлення й оптичні властивості середовища сильно залежать від довжини хвилі. Оскільки оптичні властивості БТ визначаються лише у непрямий спосіб, то вимірювання показника заломлення повинно здійснюватися лише експериментально, що для багатьох типів тканин ускладнене поглинанням та

розсіянням, Так, коефіцієнт відбиття від шкіри складає 10–55% і залежить від спектру випромінювання, ступеня пігментації та зморшкуватості, наявності жиру і вологи, що залежить від статі, віку, типу та кольору шкіри [22]. Тому важливо дослідити відбиваючу здатність біологічних тканин методом еліпсоїдальних рефлекторів при змінному куті падіння зондуючого випромінювання.

Розглянемо особливості реалізації вдосконаленого методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема у застосуванні вимірювання у відбитому та розсіяному назад світлі при змінному куті падіння. Базові принципи побудови пристрою (рис. 2.8.е) [23] були покладені в основу створення експериментальної установка (рис. 7,9).

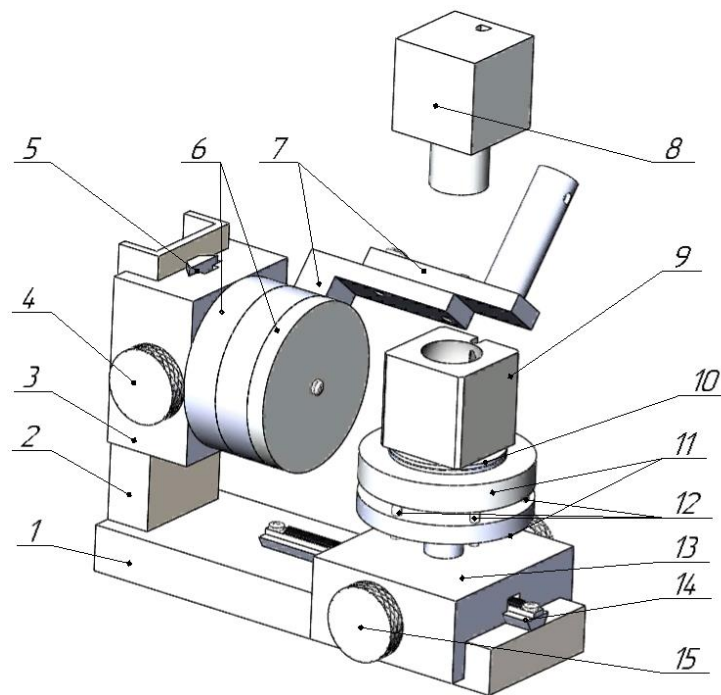
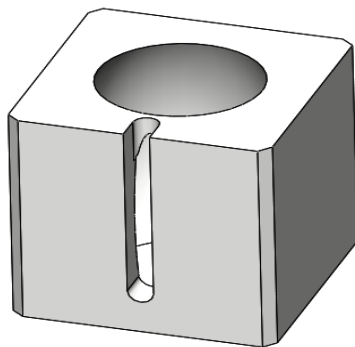


Рисунок 7.9 Схема установки для кутової фотометрії еліпсоїдальним рефлектором:

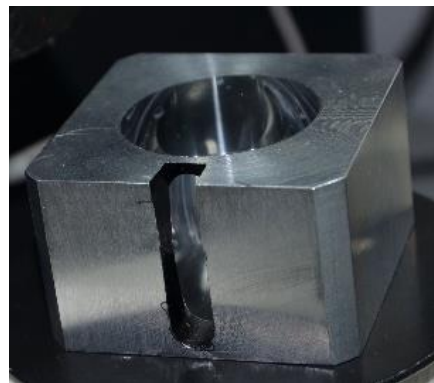
- 1 – основа; 2 – стійка; 3 – механізм регулювання висоти; 4 – маховик та
 5 – «ластівковий хвіст» черв'ячної передачі; 6 – кришка; 7 - лазерний модуль;
 8 – ПЗЗ камера; 9 – еліпсоїдальний рефлектор; 10 – тримач БТ; 11 – предметний
 стіл; 12 - юстувальні гвинти; 13 – блок поздовжнього регулювання;
 14 – «ластівковий хвіст» та 15 – маховик черв'ячної передачі

Показана установка використовує фотометричну систему з рефлектором у вигляді еліпсоїда обертання з внутрішньою дзеркальною поверхнею, що усічений по фокальним площинам ортогонально до великої напів-осі та містить характерний повздовжній паз (рис. 7.10) для введення оптичного випромінювання під різними (змінними) кутами. Для даного дослідження еліпсоїдальний рефлектор виготовлений методом траєкторного копіювання [24]. Запропонований метод та пристрій на його основі дозволяє досліджувати оптичні властивості розсіювальних середовищ при різних кутах падіння та енергетичних характеристиках падаючого оптичного випромінювання.

Також установка містить механізм мікрометричного регулювання висоти, що дозволяє досліджувати БС різної товщини. Оскільки був реалізований метод фотометрії у відбитому світлі [25], то умову напів-нескінченної товщини зразка БС забезпечило використання чорної матової підкладки з коефіцієнтом поглинання близьким до 0,99. Юстувальне пристосування призначене для досягнення горизонтальності базової лінії та співвісності рефлектора, формуючої оптичної системи та ПЗЗ камери.



а)



б)

Рисунок 7.10 Еліпсоїдальний рефлектор для кутової фотометрії:

3D модель (а) та готовий виріб (б)

Зміну енергетичних характеристик падаючого випромінювання було досягнуто шляхом регулювання потужності універсального джерела живлення лазерних напівпровідникових випромінювачів з довжинами хвиль 405 нм, 532 нм та 650 нм при номінальній потужності 5 мВт кожного. Установка містить основу 1 і закріплену

перпендикулярно до неї стійку 2, на яку кріпиться механізм регулювання висоти 3, що реалізований за допомогою черв'ячної передачі та «ластівкового хвоста» 5 і приводиться у рух маховиком 4. На механізмі 3 знаходяться три диски: один є кришкою 6, яка фіксує всі диски, два інших виступають кріпленням лазерного модуля 7. Для забезпечення необхідного діаметру лазерного променя у нижній частині модуля є відповідний отвір (у даній конструкції він складає 1 мм). Також в установці передбачений предметний стіл 11, який кріпиться до блоку позовжнього регулювання 13 також за допомогою черв'ячної передачі і «ластівкового хвоста» 14. Повздовжнє переміщення забезпечується поворотом маховика 15. Предметний стіл повинен бути розташований горизонтально, тому в ньому передбачена можливість точного регулювання за допомогою юстувальних гвинтів 12. Вимірювальною основою установки є еліпсоїдальний рефлектор 9, який при експерименті розташовується на тримачі БТ 10. Перед вимірюванням установка юстується для забезпечення горизонтальності розміщення предметного стола, зразка та рефлектора. Для врахування змінної товщини зразка БТ налаштовують висоту лазерного блоку. Далі на тримач встановлюється рефлектор 9, співвісний з ПЗЗ камерою 8, яка забезпечує еліпсоїдальну ПЗЗ-рефлектометрію [25]. Отримані зображення реєструються при різних кутах нахилу лазерного модулю і аналізуються спеціалізованим програмним забезпеченням,

З урахуванням осе-симетричності вертикально орієнтованого еліпсоїда обертання, визначення робочого діапазону кутів падіння здійснимо з використанням рівняння еліпсу:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{z^2}{b^2} = 1, \quad (7.1)$$

де a та b – мала та велика пів-осі еліпса,

Виразивши еліпс через його ексцентриситет e , фокальний параметр p та фокусну відстань f знайдемо точки його перетину з прямими, що містять крайні точки граничних кутів (рис. 7.11):

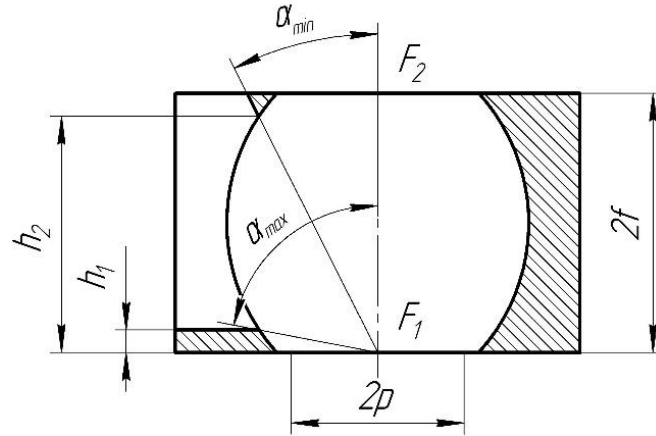


Рисунок 7.11 До розрахунку граничних кутів падіння в ЕР з пазом

$$\begin{aligned} x_1 &= \sqrt{\frac{p^2}{(1-e^2)} - (1-e^2) \cdot (f-h_1)^2}; \\ x_2 &= \sqrt{\frac{p^2}{(1-e^2)} - (1-e^2) \cdot (h_2-f)^2}; \end{aligned} \quad (7.2)$$

З урахуванням (7.2) граничні кути падаючого випромінювання для еліпсоїдального рефлектора зі своїм набором конструктивних параметрів визначатимуться з наступних виразів:

$$\begin{aligned} \alpha_{\min} &= \operatorname{arccctg} \left(\frac{h_2}{x_2} \right); \\ \alpha_{\max} &= \operatorname{arccctg} \left(\frac{h_1}{x_1} \right); \end{aligned} \quad (7.3)$$

Необхідно зазначити, що координата x_2 визначає величину мінімального кута у випадку похилої твірної верхньої формо-утримуючої частини пазу (рис. 7.11). Якщо твірна паралельна осі x (рис. 7.10), то мінімальний кут визначається з простої тригонометричної залежності.

Формули (7.3) справедливі для ліній, що містять оптичну вісь падаючого променя. Очевидно, що при обчисленні граничних кутів нахилу необхідно врахувати радіус реального лазерного пучка і відповідно збільшити та зменшити мінімальний та максимальний кути.

Висоти h_1 та h_2 є технологічними розмірами і обираються для забезпечення підтримки форми ЕР в залежності від матеріалу виготовлення деталі. Для даної роботи використовувався конструкційний сплав Д16Т і висоти h_1 та $(f-h_2)$ були в межах 2-4 мм.

На основі механізму обробки зображень при еліпсоїдальній фотометрії [26] була вдосконалена методика аналізу фотометричних зображень при кутовій фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами. Схема обробки (рис. 7.12) окрім зони зацікавленості ROI, зовнішнього A1 кільця, містить еліпс падаючого потоку A2 та зону колімованого відбиття A3.

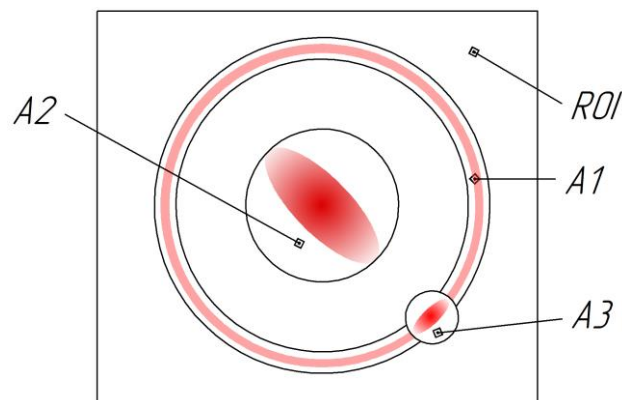


Рисунок 7.12 Схема обробки фотометричних зображень при кутовій фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Величиною, що характеризує розподіл потоку випромінювання в кожній області аналізу, є відносна освітленість зони E_A , що визначається відношенням загальної яскравості пікселів I_{pix} до площі відповідної зони A :

$$E_A = \frac{I_{pix}}{A}, \quad (7.4)$$

Зазначимо, що площа зони може бути виражена метричною величиною, аналогічно [15, 25] або представлена загальною сумою пікселів, що формують відповідну зону.

У якості досліджуваних зразків була обрана м'язова тканина свині та курки різної товщини, оптичні властивості якої були визначені аналогічно [24]. Тканина була відділена перпендикулярно до напрямку повздовжнього розміщення м'язових волокон з метою забезпечення мінімальних відхилень фактору анізотропії розсіяння [11]. Потім зразки були витримані при нормальних умовах у 0.9% розчині NaCl протягом 30 хвилин.

У результаті кутової фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами (рис. 7.9) були отримані групи фотометричних зображень (рис. 7.13, рис.7.14) для трьох довжин хвиль при змінних кутах нахилу з кроком 2.5° . Для обраного еліпсоїдального рефлектора (ексцентриситет $e=0.6$, фокальний параметр $p=18$ мм та фокусна відстань $f=16.5$ мм) та лазерного променя діаметром 1 мм, робочий діапазон кутів нахилу падаючого променя склав $12.5^{\circ} \dots 62.5^{\circ}$.

Як видно з отриманих зображень і для зразків м'язової тканини свині, і для зразків курки на довжинах хвиль 405 нм та 532 нм динаміка зміни форми еліпсу падаючого потоку підпорядкована законам геометричної оптики для відбиваючої поверхні. У той же час форма плями падаючого потоку на довжині хвилі 650 нм лише за великих кутів падіння наближається до еліптичної. Це пояснює залежність розсіяного назад випромінювання в більшій мірі від оптичних властивостей всередині самої тканини, ніж від властивостей поверхні та при-поверхневого шару.

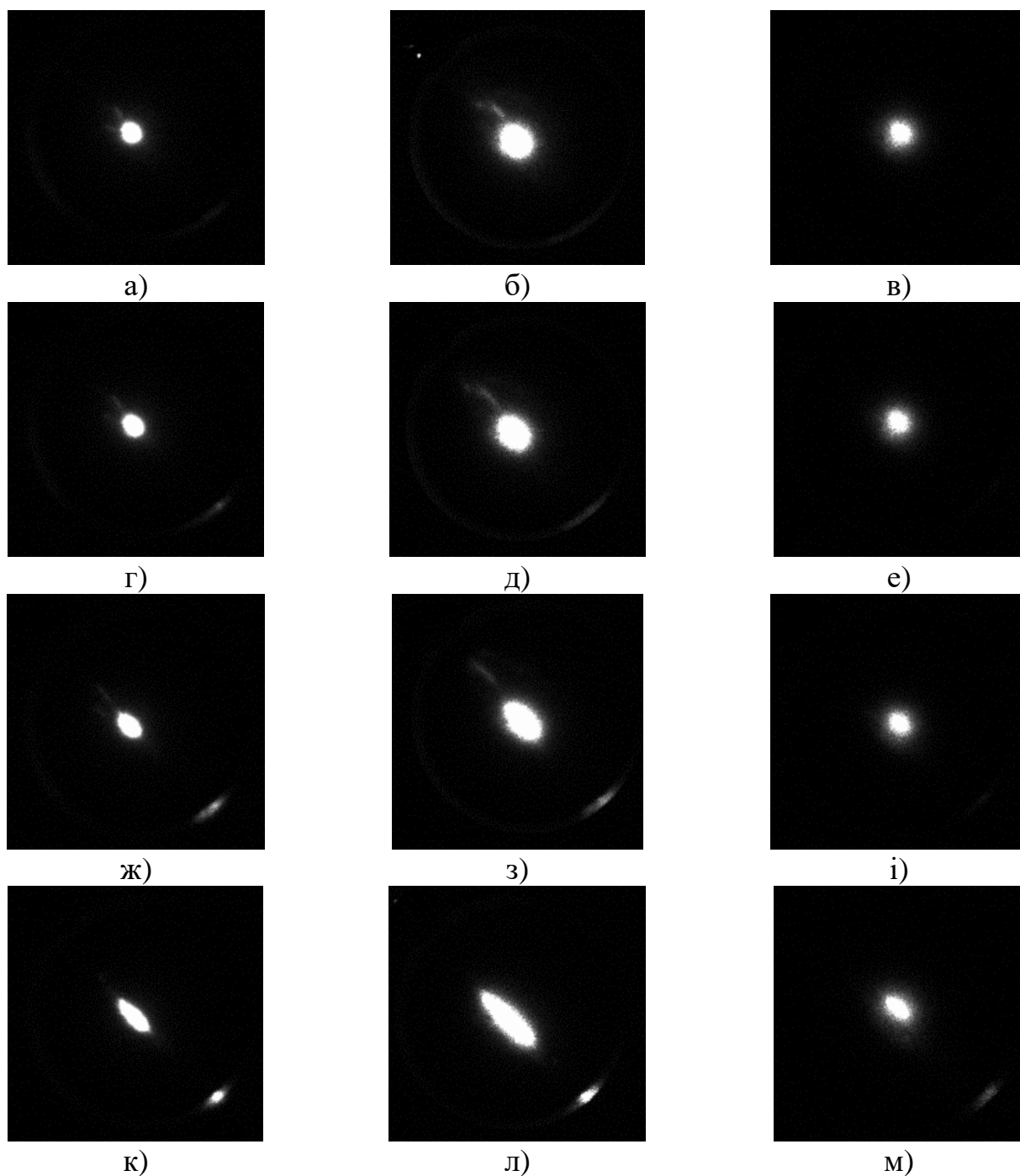


Рисунок 7.13 Фотометричні зображення розсіяного назад випромінювання зразком м'язової тканини свині товщиною 4.8 ± 0.21 мм на довжині хвилі 405 нм (а; г; ж; к), 532 нм (б; д; з; л), 650 нм (в; е; і; м) при кутах падіння лазерного променя: 30° (а; б; в), 40° (г; д; е), 50° (ж; з; і) та 60° (к; л; м) відповідно

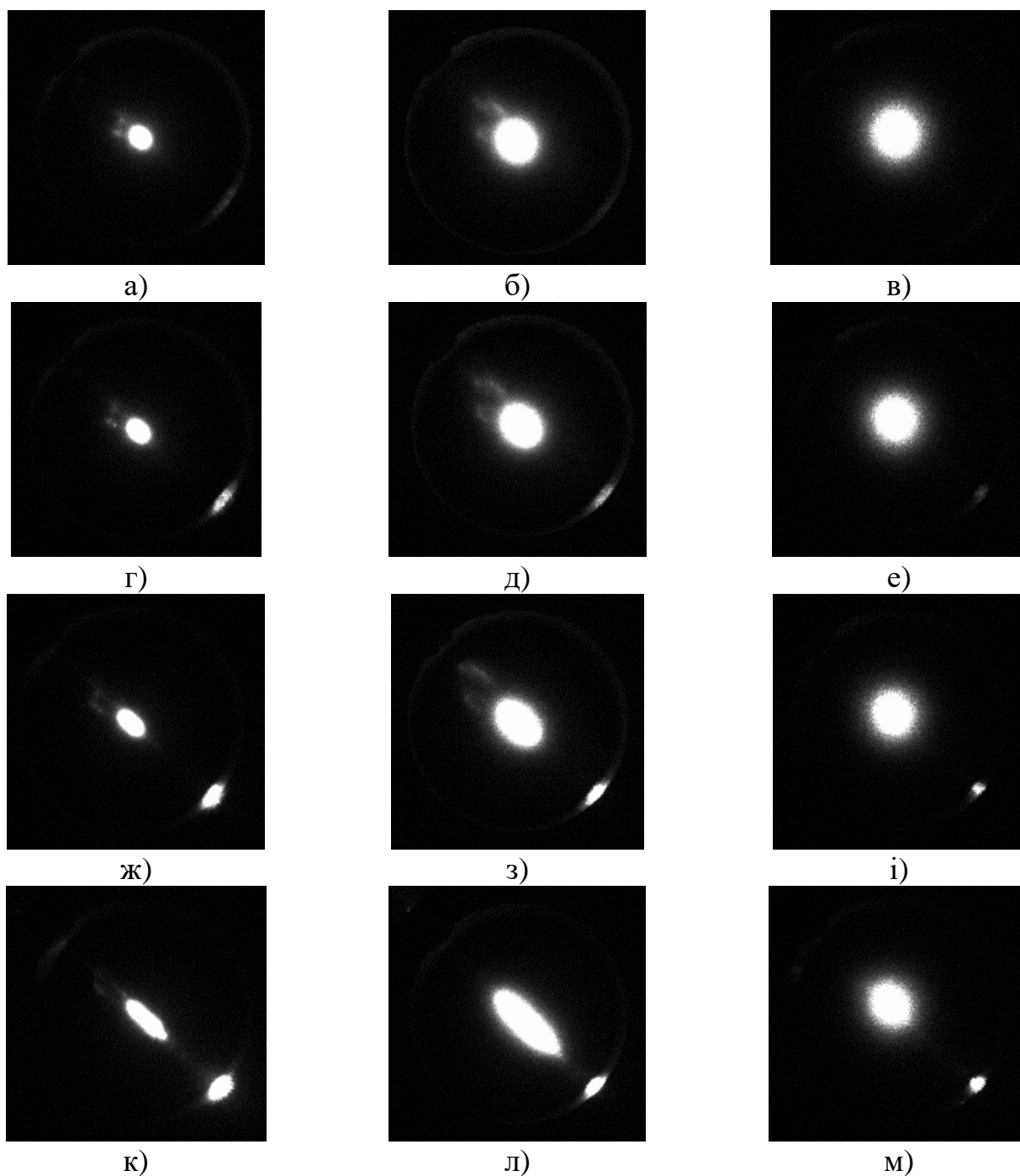


Рисунок 7.14 Фотометричні зображення розсіяного назад випромінювання зразком м'язової тканини курки товщиною 4.6 ± 0.27 мм на довжині хвилі 405 нм (а; г; ж; к), 532 нм (б; д; з; л), 650 нм (в; е; і; м) при кутах падіння лазерного променя: 30° (а; б; в), 40° (г; д; е), 50° (ж; з; і) та 60° (к; л; м) відповідно

На рис. 7.15 показана нормована залежність відносної освітленості зони колімованого відбиття від кута падіння для досліджуваних середовищ на вказаних довжинах хвиль.

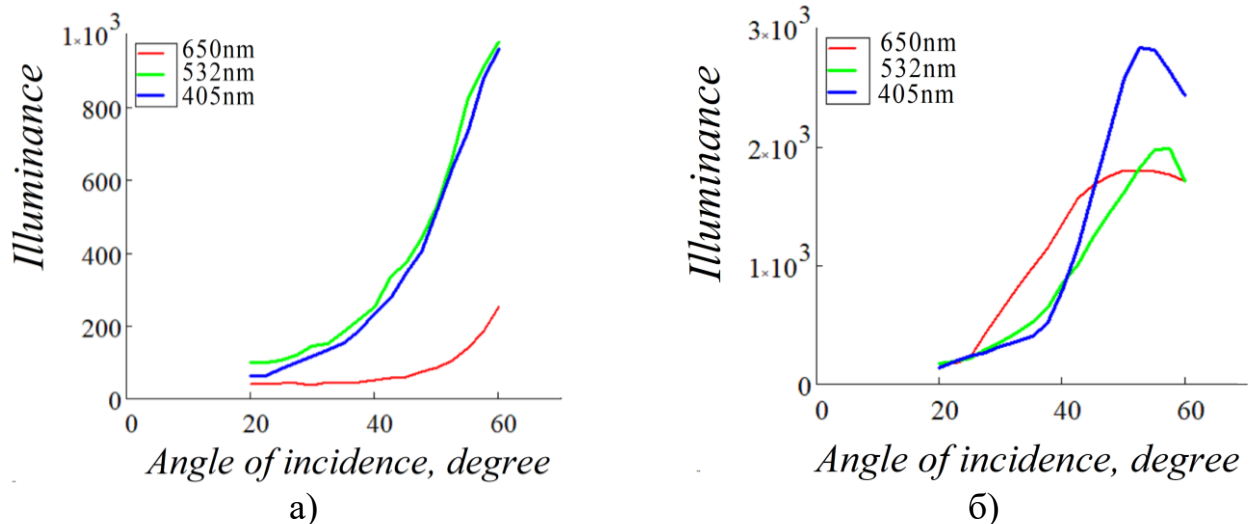


Рисунок 7.15 Освітленість зони колімованого відбиття для зразків м'язової тканини свині (а) та курки (б) для довжин хвиль 405 нм (синя лінія), 532 нм (зелена лінія) та 650 (червона лінія) нм

З аналізу рис. 7.15.а. випливає, що колімоване відбиття на довжині хвилі 650 нм створює меншу освітленість відповідної зони для м'язової тканини свині при всіх досліджуваних кутах падіння. Натомість, освітленість цієї ж зони у зразку м'язової тканини курки суттєво більша у порівнянні з освітленістю на довжинах хвиль 405 нм та 532 нм в діапазоні кутів падіння 20° - 40° . При збільшенні кута падіння графіки для тканини курки продовжують зростання з різним прискоренням до досягнення певного кута, після збільшення якого починається також різно-прискорений спад. Це можна пояснити досягненням певного «критичного» кута, при якому у еліпсоїдальному рефлекторі спостерігається двократне відбиття від протилежної стінки. Унаслідок наявності на цій стінці паза випромінювання залишає вимірювальне ядро фотометру з ЕР. Відсутність зазначеного піку в освітленості м'язової тканини свині свідчить про можливу його наявність при кутах падіння, що перевищують робочий діапазон кутів $\alpha_{\min} \dots \alpha_{\max}$ для використаного дзеркального еліпсоїда обертання (рис. 7.10). У той же час характеристичний вигляд графіків для обох тканин підтверджує відносний

взаємозв'язок між оптичними властивостями м'язових тканин на обраних довжинах хвиль [17]. Необхідно відмітити, що у даному дослідженні наведені результати кутової фотометрії для товщинних зразків м'язової тканини. При цьому ефективність застосування еліпсоїдального рефлектору була підтверджена лише в частині максимального збирання відбитого колімованого потоку. Проте, і це показали експерименти на зразках товщиною менше 1 мм, інформативною може бути і складова зовнішнього кільця A2.

7.3 Прототип оптичного неінвазивного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами

За даними Міністерства охорони здоров'я в Україні станом на 2016 рік діабетом хворіло понад 1 млн 200 тис. громадян. Серед них – понад 78 тис. інсулінозалежних хворих, що потребують щоденного плинного контролю рівня цукру в крові. Кількість хворих в країнах Європи за даними of International diabetes federation за 2017 рік складає близько 58 млн осіб дорослого населення віком 20-79 років. Очевидно, що створення неінвазивного оптичного глюкометра (ОГ) як важливого інструменту контролю глюкози в організмі і для хворих на цукровий діабет 1-го типу, і для інсулінонезалежних пацієнтів, є важливою і актуальною задачею.

Найбільш використовуваними оптичними методами в неінвазивній та малоінвазивній діагностиці рівня цукру в крові є ближня та середньохвильова ІЧ спектроскопія, спектроскопія комбінаційного розсіяння (Раман спектроскопія), фото-акустична спектроскопія, оптична когерентна томографія, реєстрація глюкозо-індукованих поляризаційних змін, дослідження матриці фотонного кристалу, флуоресцентні технології та інш. [27]. Найвищу ефективність при цьому показують методи та вимірювальні засоби, що функціонують на основі раманівської спектроскопії. Завдяки високій хімічній стабільності, глибині проникнення, а також кількості розроблених методів кількісного аналізу даних раманівська спектроскопія може бути використана як для якісного, так і для кількісного аналізу широкого

спектру глюкозо-вмісних біологічних тканин. В основі оптичного контролю лежить зміна довжини хвилі частини випромінювання, що зазнало взаємодії з середовищем. При цьому ефекти світлорозсіяння та поглинання є визначальними при реєстрації оптичного випромінювання як в напрямку розсіяння назад, так і в напрямку розсіяння вперед. Поглинання при цьому в основному залежить від структурного вмісту води, гемоглобіну, протеїну, розсіювальних центрів в шарах шкіри тощо. Розсіяння, як і поглинання є специфічними для молекул глюкози, які його викликають, і може використовуватися для їх виявлення в об'ємі багат шарового об'єкту. Тому дослідження раманівських спектрів при транскутанних вимірюваннях, що містять інформацію про зміну рівнів молекулярної енергії під впливом лазерного випромінювання, а також наступне виокремлення розсіяного світла дозволяє здійснювати глюкометрію [28]. Зазначимо, що різниця у довжині хвилі залежить від питомої енергії хімічних зв'язків, що визначає характеристичні піки у спектрі [29], а молекулярна специфічність і мінімальний вплив води в спектрі крові дозволяє прогнозувати комбінації спектрів глюкози при неінвазивній спектроскопії [30].

Однак залишаються невирішеними питання біофізичної моделі оптичної глюкометрії та конструктивної оптимізації окремих блоків неінвазивних глюкометрів при вирішенні задач реєстрації, перетворення та обробки даних для підвищення точності визначення рівня цукру в крові.

Використання фотометричних систем з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ показало свою адекватність та достовірність [9,12,31]. Існуючі прототипи оптичних глюкометрів є узагальненими відносно раманівських спектрів і дозволяють оцінювати фізико-математичні моделі біофотоніки. Тому застосування нових методів та систем реєстрації, таких як фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами, дозволить вирішити задачі оптимізації технічних рішень ОГ. Тому нижче представимо передумови створення неінвазивного оптичного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами та його прототипізації.

Грунтуючись на розроблених та апробованих функціоналах фотометрів з ЕР запропоновано схемо-технічне рішення неінвазивного ОГ з еліпсоїдальними рефлекторами (рис. 7.16) [31].

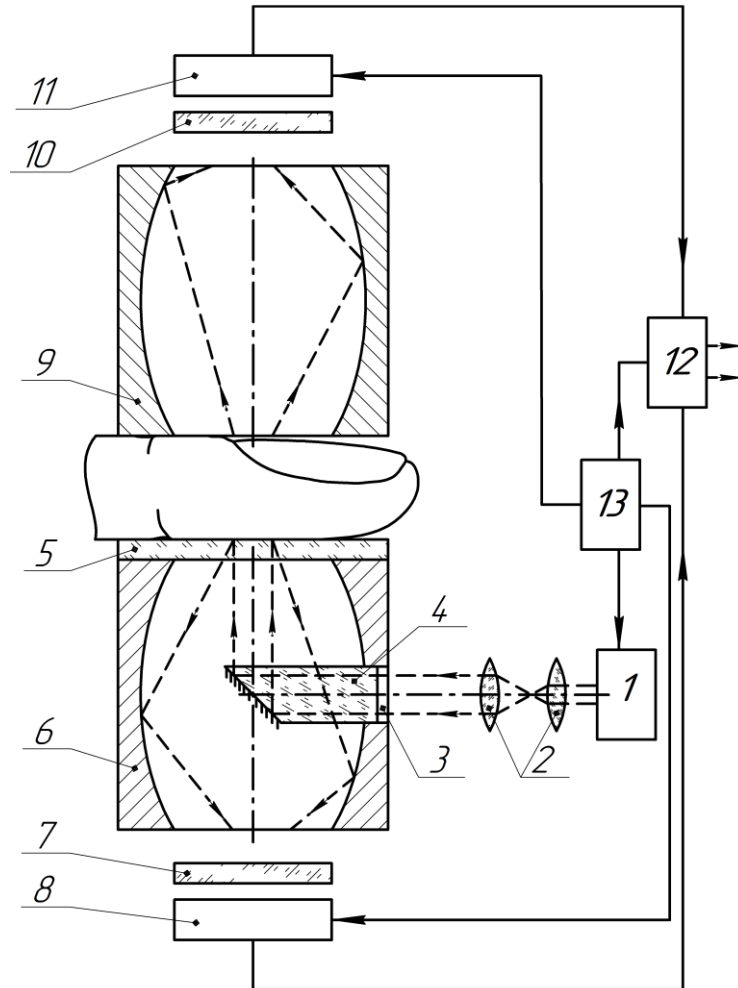


Рисунок 7.16 Схема оптичного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами:

- 1 – лазер; 2 – телескопічна система; 3 – входне вікно; 4 – призма;
 5 – предметне скло; 6 – нижній еліпсоїд; 7, 10 – раманівський фільтр;
 8, 11 – фотодіоди; 9 – верхній еліпсоїд; 12 – система обробки; 13 – блок живлення

Робота приладу заснована на тому, що інфрачервоне випромінювання від лазерного діоду 1 за допомогою телескопічної системи 2 розширюється до необхідного діаметру. Потім випромінювання через входне вікно 3 потрапляє у призму 4, що містить дзеркальну грань, і зазнавши зламу оптичної осі на 90^0 спрямовується на досліджуваний об'єкт (палець людини), що розміщений на

предметному склі 5. Взаємодія лазерного випромінювання з пальцем призводить до появи оптичного випромінювання з обох його частин у напрямку поширення оптичного випромінювання. Світло, розсіяне назад збирається нижнім еліпсоїдальним рефлектором і проектується в другу фокальну площину ЕР 6, у якій безпосередньо або на невеликій відстані знаходиться раманівський фільтр 7 для спектроскопічного аналізу.

Виділений сигнал потрапляє на фотоприймач 8 і далі до системи обробки. Верхній ЕР 9 призначений для збирання світла, що пройшло крізь палець і розсіялось у напрямку вперед. Фільтр 10 та фотоприймач 11 мають аналогічне функціональне призначення як і у випадку системи реєстрації розсіяного назад випромінювання для нижнього ЕР. Слід зазначити, що система вимірювання на даній стадії може передбачати як одночасне використання/не використання обох оптичних фільтрів, так і їх по чергове введення в хід променів. Модель виокремлення сигналу, що відповідає різним концентраціям рівня глюкози в досліджуваному об'єкті не є відпрацьованою до кінця, тому така варіативність використання опорного пучка (без фільтру) на етапі прототипізації в верхньому та/або нижньому каналах ОГ є можливою і доцільною.

Розглянемо передумови, що стали основою вибору елементної бази ОГ з ЕР. Зазначимо, що суттєві результати за останній час були досягнуті при дослідженні спектрів глюкози в ближньому ультрафіолетовому та видимому діапазоні [32,33]. Проте, спираючись на результати не менш успішних досліджень спектрів глюкози в ІЧ та середньому ІЧ спектральних діапазонах [34-36] проаналізуємо спектр поглинання розчинів глюкози з концентраціями 3 ммоль/л, 16 ммоль/л та 550 ммоль/л, причому останнє значення вважалось еталонним для даних тестових розчинів.

Як видно з рис. 7.17 пікові значення спостерігаються на довжинах хвиль 960-990 нм, що з урахуванням спектрів поглинання та розсіювання води, меланіну та дезоксигемоглобінів, може бути використане для визначення вмісту глюкози.

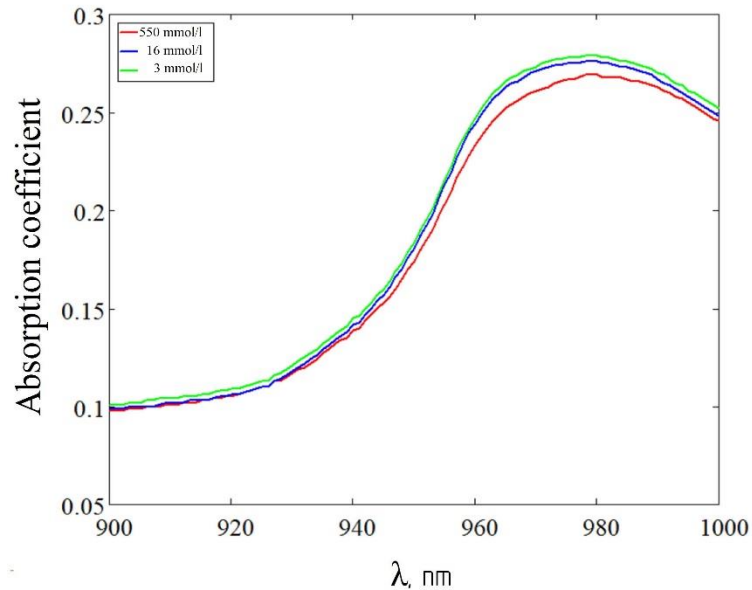


Рисунок 7.17 Спектральна залежність поглинання розчинами глюкози з різними концентраціями

З огляду на це у якості джерела випромінювання був обраний лазерний діод LJ980LD100N4T, номінальна потужність якого при проведенні досліджень була зменшена в 20-50 разів. Конструктивний аналог FD-344-01 був обраний у якості фотоприймачів. Окрім енергетичних та спектральних характеристик на його вибір вплинули геометричні розміри робочого вікна дзеркальних еліпсоїдів обертання. У свою чергу геометрія ЕР визначалась з анатомічних особливостей досліджуваного об'єкту і задавалась фокальним параметром 7,5 мм та ексцентриситетом 0,66. Виготовлення ЕР було здійснено з використанням методу тракторного копіювання (п. 3.2.), хоча можливе застосування й інших методів формоутворення внутрішньої відбиваючої еліпсоїдальної поверхні (п.п. 3.3 та п. 3.4) [31].

Корпусні деталі та елементи кріплення друкованих плат, лазерного діоду та призми були виготовлені за допомогою 3D друку з coPET пластику. Проектування одношарових без використання паяльної маски плат здійснено з використанням DipTrace. Плати виготовлені за фоторезистивною технологією [37] отримання малюнку на фольгованому текстоліті з товщиною шару мідної фольги 36 мкм. Зображення друкованої плати переносилось на текстоліт за допомогою

ультрафіолетової лампи з часом експозиції 10 хвилин та наступного проявлення після промивки в розчині кальцинованої соди NaOH. Далі отримана плата занурювалась в розчин хлорного заліза $FeCl_3$ і витримувалась протягом 15 хвилин для отримання малюнку струмо-провідних доріжок.

Прототип неінвазивного ОГ з еліпсоїдальними рефлекторами створений за модульною структурою і складається з модулю живлення лазерного діоду, модулю живлення фотодіодів, модулю блоку керування та оптичного модулю. Причому усі керуючі елементи та елементи модулів живлення розміщені в одному електронному блоці (рис. 7.18). Оптико-електронний блок ОГ містить оптичний модуль, що складається з двох ЕР, призми, раманівського фільтру (представлений на рис. 7.18 прототип забезпечує реєстрацію раманівського спектру лише у розсіяному назад світлі), а також лазерного діоду та фотодіодів. На кришці оптико-електронного блоку розміщений 0.96 Inch OLED I2C Display.

Для спрощення розробки прототипу був використаний мікроконтролер сімейства AVR типу Atmega 8. У якості модулів живлення використані DC-DC Step-Up модулі, які працюють на мікросхемах XL60, і налаштовані на вихідну напругу 5В та 20В. Лінія 5В живить мікроконтролер, а також транзисторний ключ, який побудовано на n-p-n транзисторі 2N2222. Лінія 20В живить плату керування фотодіодами. Інформація з фотодіодів поступає на аналогові порти мікроконтролера і далі оцифровується вбудованим АЦП мікроконтролера.

Режими, у яких може бути здійснене вимірювання повного розсіяного потоку або сигналу раманівського розсіяння у неінвазивному ОГ з ЕР, забезпечують реєстрацію світла у відбитому та/або пропущеному світлі. Причому комбінація і черговість застосування конкретного типу джерела випромінювання з різними спектральними та енергетичними характеристиками, а також відповідного раманівського фільтру, може бути різною. Запропонувавши у якості робочої довжину хвилі 980 нм, звернемо увагу на особливості паралельного використання обраних фотодіодів для забезпечення роботи ОГ у будь-якому з можливих режимів.



Рисунок 7.18 Прототип неінвазивного оптичного глюкометра з еліпсоїдальними рефлекторами

Фотодіоди FD-344-01 не є типовими оптико-електронним приладами, що застосовуються в біомедичній сфері, і тому можуть мати більшу відмінність у вихідних характеристиках від зразку до зразку на відміну від аналогів. Перш за все це пов'язано зі складним технологічним процесом їх виготовлення, а тому при реєстрації світлових потоків в декількох фотометричних каналах, існування яких обумовлене одним падаючим потоком, було здійснене відповідне налаштування вимірювальної системи. Вимірювання вихідної напруги з обох паралельно підключених фотодіодів було здійснено при змінній потужності лазерного випромінювання та різних режимах попадання випромінювання на фото-чутливі елементи з урахуванням контролю темного струму. Отримані значення вихідної напруги при всіх розглянутих

комбінаціях вимірюваних сигналів з першого фотодіоду підтвердили її сталу залежність від робочої напруги та інтегральної чутливості по струму. Проте, для другого фотодіоду така залежності не була підтверджена, що свідчить про необхідність перерахунку резистору навантаження. Повторні вимірювання при нових значеннях опору серійного резистору (заміна резистора в 1 кОм на резистор 910 Ом) показали залежність аналогічну першому фотодіоду з дещо меншою амплітудою, що було враховано програмно при подальшому проектуванні ОГ. Таке налаштування дозволило отримати адекватні результати і при почерговому включенні фотодіодів. Отримані вихідні параметри дають можливість використовувати два фотодіоди на пропускання і на відбиття незалежно від їх розміщення в корпусі приладу, а сам результат дослідження буде коректним, чого і треба було досягти.

Для калібрування приладу було використано три розчини з різними концентраціями глюкози, а саме 3 ммоль/л, 7.5 ммоль/л та 33 ммоль/л. Як видно, для калібрування було обрано мінімальне значення глюкози, що відповідає мінімальній нормі до прийому їжі, середнє значення є типовим в нормі після прийняття їжі, а максимальна концентрація визначає один з критичних станів – кетоацидотичну кому. Розчини розміщались у кварцовій кюветі шириною 1 см і встановлювалась у ході променів замість біологічного об'єкту (пальця людини на рис. 7.16). Дослідження були здійсненні при різних значеннях потужності лазерного випромінювання з використанням раманівського фільтру у випадках побудови ОГ з еліпсоїдальними рефлекторами, а також без них зі збереженням всіх конструктивних та оптичних особливостей функціональної схеми (рис. 7.16). Результати вимірювань показані на рис. 7.19.

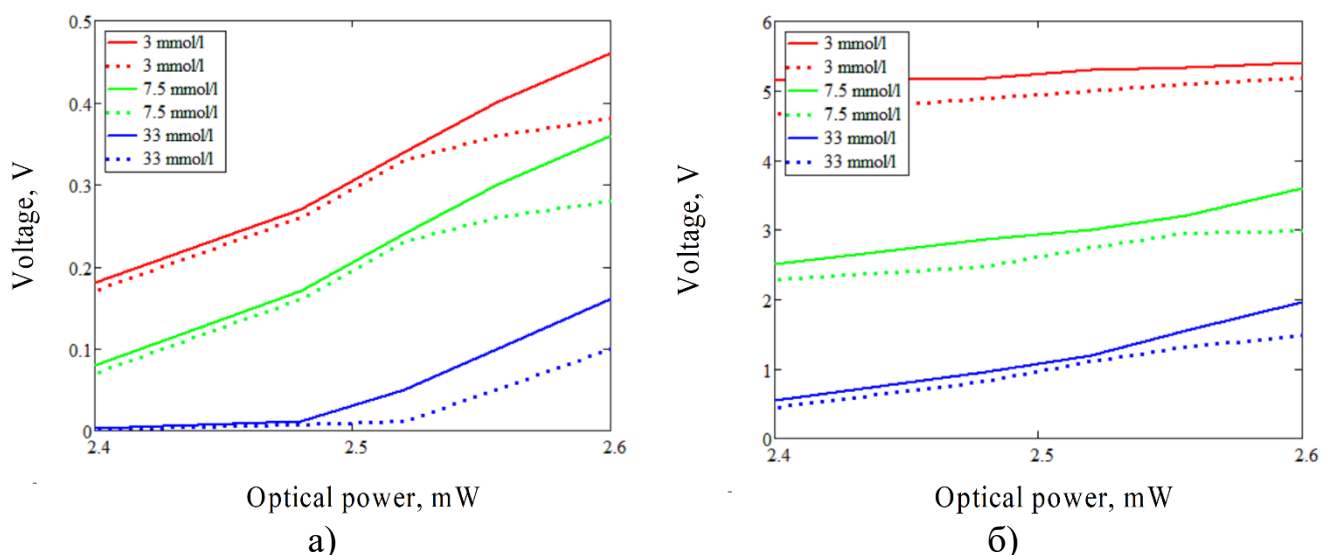


Рисунок 7.19 Залежність вихідної напруги фотодіодів від потужності падаючого випромінювання у системі оптичного глюкометра з (суцільна лінія) / без (точкова лінія) еліпсоїдальними рефлекторами у розсіяному вперед (а) та назад (б) світлі

Як видно з рис. 7.19 сигнал раманівського розсіяння є на порядок вищий для розсіяного назад світла у порівнянні з розсіяним вперед. Це дозволяє припустити, що подальша оптимізація параметрів та функціоналу ОГ може вестись, зокрема, лише у відбитому світлі. У той же час у пропущеному світлі залежність сигналу раманівського розсіяння від оптичної потужності при використанні ЕР є більш лінійною, що також може суттєво спростити розробку математичної моделі функціонування ОГ. При цьому напруга фотодіодів при використанні у вимірювальних каналах ЕР і у випадку пропущеного світла, і у випадку відбитого має більші абсолютні значення. А відносна різниця між рівнями сигналів з та без використання ЕР є невеликою. Автори припускають, що така незначна тенденція для слабо-розсіювальних біологічних середовищ, якими є використані розчини глюкози, матиме більш суттєве кількісне вираження у разі проведення досліджень на реальному об'єкті, який вочевидь містить багато шарів з різними оптичними властивостями і є оптично-мутним середовищем [15,38].

Практична лінійність отриманих результатів може бути пояснена проведеннями вимірювання на еталонних розчинах, які позбавленні динамічного

впливу спектрів розсіяння живого біологічного об'єкту та можливих флуктуацій, що обумовленні рівнем оксигенації та кровонаповнення досліджуваної ділянки. Клінічне дослідження на реальних біологічних об'єктах може вимагати використання інших режимів вимірювання або навіть зміни параметрів випромінювання, проте доцільність використання еліпсоїдальних рефлекторів для підвищення питомої ваги зареєстрованого світла авторам вважається очевидною.

7.4 Побудова оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для систем біонічних пальців верхніх кінцівок людини

Системи біонічного заміщення функціональних елементів (органів та їх складових) живого організму є одним зі способів відновлення його комфортної стійкої життєдіяльності. Інженерні рішення щодо створення штучного серця, ока, носу, кінцівок тощо [39-42], в багатьох випадках вже знаходяться на стадії клінічних випробувань або навіть комерційного впровадження у галузь відновлюваної медицини. У роботах автора [43,44] було досліджено особливості реалізації біонічних протезів пальців рук людини на підставі модифікацій міографічних систем поверхневого типу та запропоновано механізми оцінки часових характеристик електроміограми при різних функціональних рухах кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом. Проте, при розробці прототипу біонічного пальця важливою виявилась задача не лише конвертації електроміограми у керуючий сигнал, що відповідає за рух та параметри згину у фалангах, а й досягнення «природної чутливості», що проявляється у корекції керуючого сигналу з метою врахування типу контактуючого об'єкту, сили притиснення пальця, хвату тощо. Вирішення такої задачі ведеться, як правило, шляхом розробки та включення в систему біонічного протезу елементів зворотного зв'язку, який в подібних пристроях вже апробований на рівні вібро-тактильного, оптичного, ультразвукового та силового сенсорів [45-47].

Оптичний зворотний зв'язок також вже реалізований в низці штучних кінцівок [49,50] і застосовується для забезпечення контактної взаємодії протезу з оточуючим середовищем, а також для проведення сканування об'єктів з метою виявлення їх форми, текстури та твердості. З огляду на тематику даного дослідження та наявні переваги застосування ЕР у якості концентратора оптичного сигналу у вимірювальних засобах з підвищеною питомою вагою зареєстрованого світла, що описані в попередніх розділах, нижче буде розглянуто особливості практичної реалізації оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для систем біонічних пальців верхніх кінцівок людини.

На основі розробленої схеми оптичного зворотного зв'язку з використанням еліпсоїдального рефлектора для збирання розсіяного назад від БО світла [50], було розроблено схемо-технічне рішення та створено прототип біонічного пальця (рис. 7.20).

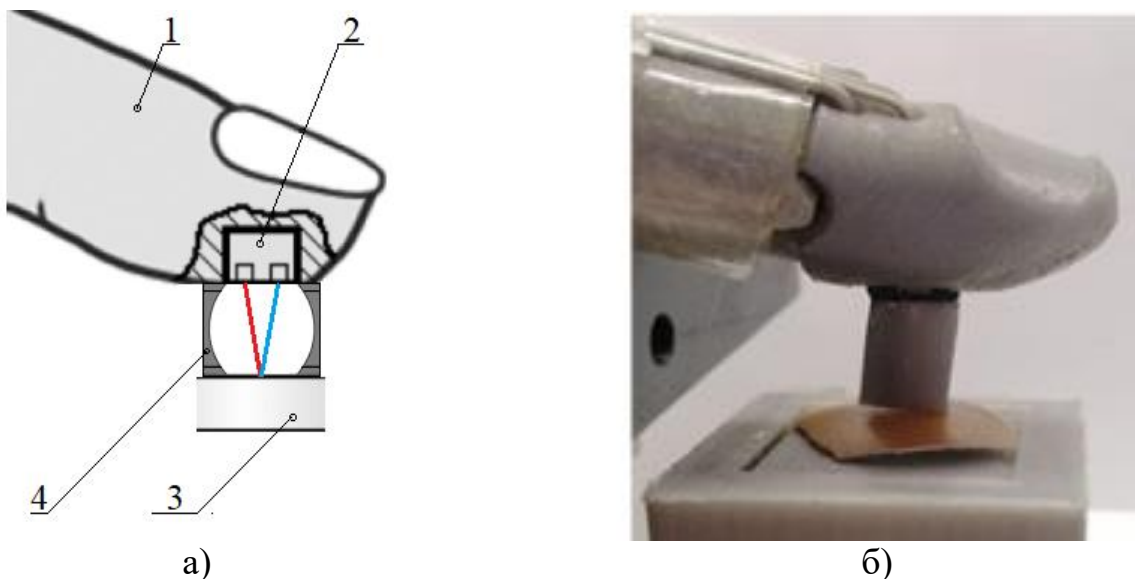


Рисунок 7.20 Біонічний палець з елементами оптичного зворотного зв'язку з еліпсоїдальним рефлектором: структурна схема (а); прототип (б); 1 – біонічний палець; 2 – оптопара; 3 – досліджуваний зразок; 4 – еліпсоїдальний рефлектор

Конструкція біонічного пальця, показана на рис. 7.20, не є оптимальною ні з позицій ергономіки, ні з функціональних позицій. Проте такі особливості створення прототипу обумовлені необхідністю з'ясування доцільності та ефективності

використання ЕР в даному типі пристроїв. Це було забезпечене шляхом порівняння результатів розпізнавання різних типів поверхонь з використанням однакової елементної бази системи оптичного зворотного зв'язку та штучної мережі при використанні ЕР та без нього. При цьому жодних змін, що могли вплинути на інтерпретацію вимірювального сигналу, у систему внесено не було. На рис. 7.21 показано зовнішній вигляд рефлекторів, виготовлених з пластику з металізованим внутрішнім покриттям за технологією, описаною в п. 3.4.



Рисунок 7.21 Зовнішній вигляд рефлекторів для прототипу біонічного пальця верхньої кінцівки

У якості досліджуваних поверхонь було обрано дванадцять типів матеріалів як біо-сумісної, так і штучної структури. Зразки з дерева, пластику, металу, скла та кераміки є прикладом матеріалів, з яких можуть виготовлятися побутові предмети. Зразки м'язової тканини курки, шкіри свині, яєчної шкарлупи, шкірки банана й апельсину, а також зелений лист з дерева характеризують біо-сумісні об'єкти. Шовкова тканина характеризує делікатну поверхню. Рис. 7.22.а – рис.7.22.е ілюструють вимірювання без ЕР для поверхонь типу «дерево», «пластик», «метал», «скло», «тканина», «кераміка», а рис. 7.22.ж – рис.7.22.м характеризують фотометрію еліпсоїдальним рефлектором на решті досліджуваних поверхонь («м'язова тканина курки», «шкіра свині», «яєчна шкарлупа», «шкірка банану», «шкірка апельсину», «зелений листок»). Функцію оптичного давача та сенсора виконує оптопара CNY70. Зібраний за допомогою ЕР сигнал, що характеризує колімовану та/або дифузну складову розсіяного назад досліджуваною поверхнею випромінювання, потрапляє на

фото-приймальну частину і передається на аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера Atmega 16. Далі з урахуванням граничної величини опорної напруги мікроконтролера прийнятий сигнал перераховується у відповідний рівень амплітуди. Передавач HC-12 модулю UART-RF забезпечує передачу визначеного рівня амплітуди на ПК для подальшого аналізу на програмному забезпеченні на основі спеціально створеної нейронної мережі [50,51].

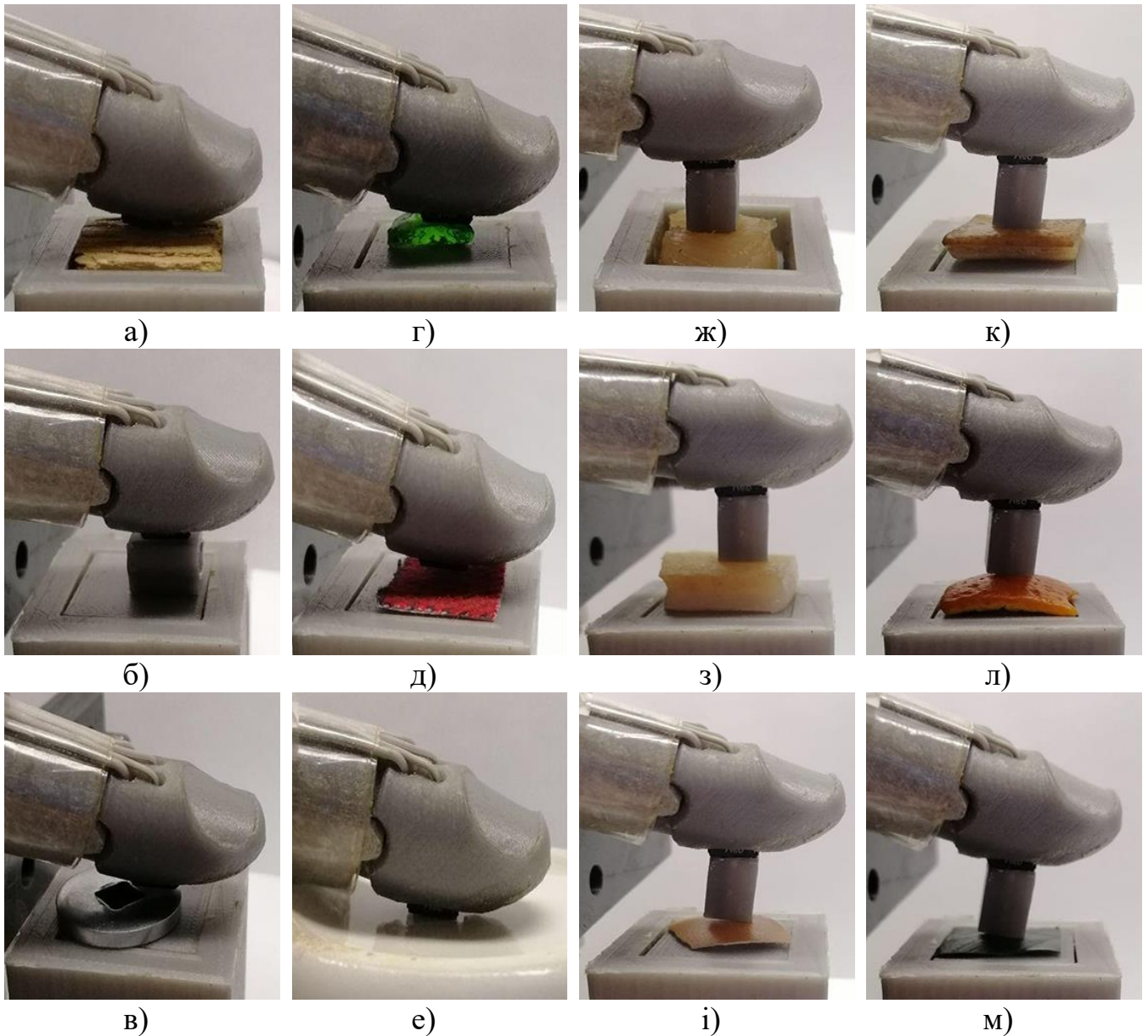


Рисунок 7.22 Функціонування системи оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця при розпізнаванні різних поверхонь: дерево (а); пластик (б); метал (в); скло (г); тканина (д); кераміка (е); м'язова тканина курки (ж); шкіра свині (з); яєчна шкарлупа (і); шкірка банану (к); шкірка апельсину (л); зелений листок (м)

Нейронна мережа, що була розроблена й апробована при керуванні рухами біонічних пальців рук [51], використана і при ідентифікації типу поверхні (рис. 7.22). Емпіричними параметрами зареєстрованого оптичного сигналу в системі ОЗЗ при цьому були обрані пік амплітуди та середнє абсолютне відхилення [43,44,49-51]. Оцінка точності ідентифікації (класифікації) типу поверхні була здійснена на основі побудови матриці помилок розміром N на N класів. Ефективність класифікації оцінюється трьома параметрами *Precision*, *Recall* та *F-score* [51,52-54]:

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (7.4)$$

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (7.5)$$

$$F - score = 2 \cdot \frac{Precision \cdot Recall}{Precision + Recall}, \quad (7.6)$$

де, TP – кількість вірно позитивних відповідей; FP – кількість хибно позитивних відповідей; FN – кількість хибно негативних відповідей.

Параметр *Precision* (7.4) може інтерпретуватися як співвідношення кількості об'єктів, вірно названих класифікатором, до кількості об'єктів, що фактично виявилися вірними. Параметр *Recall* (7.5) показує, скільки вірних об'єктів від усіх вірно класифікованих відповідей знайшов класифікатор. Параметр *F-score* (7.5) є гармонійним середнім між *Precision* та *Recall* і в даному дослідженні вважається основним параметром точності класифікації. Для усунення невизначеності, слід зазначити, що *F-score* прямує до нуля, якщо *Precision* або *Recall* дорівнює нулю.

Розроблена нейронна мережа [50,51] складається з трьох шарів і піддається масштабованій корекції помилок, що проводиться за допомогою Levenberg-Marquardt алгоритму [57, 58]. Вона була використана при ідентифікації 12, 11 та 10 типів

поверхонь зразків різних об'єктів на підставі аналізу інтенсивності розсіяного назад оптичного випромінювання.

На рис. 7.23 представлені матриці помилок при класифікації десяти, одинадцяти та дванадцяти типів поверхонь. Рис. 7.23.а – рис. 7.23.в ілюструють ефективність класифікації зразків для серії вимірювань без використання ЕР, а рис. 7.23.г – рис. 7.23.е – для серії вимірювань з використанням ЕР. Колонки матриці відповідають експертним відповідям, а рядки – є вирішенням класифікатора. Під час класифікації поверхні досліджуваного зразку з тестового набору даних співвідносять відповідь, що розташована у стовпці (клас, визначений класифікатором) з відповіддю, що розміщена у рядку (клас, до якого дійсно належить об'єкт). При розпізнаванні окремої поверхні нейронною мережею було здійснено по 25 ітерацій.

Розглянемо ефективність класифікації нейронною мережею різних типів поверхонь в системах ОЗЗ без ЕР та з його використанням. При розпізнаванні 12 з 12 типів поверхонь безпомилково класифікованими виявились лише шість поверхонь (скло, шовкова тканина, м'язова тканина курки, шкіра свині, яєчна шкарлупа та шкірка апельсину), при цьому значення величин (7.4) – (7.6) складають відповідно 0.72, 0.83 та 0.77. Три з дванадцяти поверхонь (дерево, метал і зелений листок) мають відсоток хибно-позитивних відповідей 80%. Для поверхні пластику цей відсоток складає 60%, а для кераміки та шкірки банану – по 20% відповідно. З огляду на природу досліджуваних об'єктів, характеристики шорсткості поверхонь, оптичної мутності, «глянцевості» тощо, важко виявити тенденцію у їх розпізнаванні. Слід зазначити, що з лише з 20% кількістю хибно-позитивних відповідей дерево та метал розпізнаються як яєчна шкарлупа, а зелений листок – як шовкова тканина. Для цієї подальшої серії досліджень це може означати неприйнятність такої кількості хибно-позитивних відповідей при верифікації типу поверхні. При використанні у вимірювальній системі ЕР нейронна мережа також розпізнала 12 з 12 досліджуваних поверхонь, проте показники ефективності виявились значно вищими - 0.93, 0.95 та 0.94 відповідно, а кількість вірно класифікованих поверхонь збільшилася до десяти.

При цьому відсоток хибно-позитивних відповідей склав 60% - для шкірки банану та 20% - для шовкової тканини. Вірність класифікації поверхні шовкової тканини без використання ЕР була зменшена на 20% при введенні у вимірювальну схему еліпсоїдального рефлектора. Ця обставина може бути пояснена доволі значною (найбільшою) серед досліджуваних поверхонь шорсткістю, а також значним поглинанням падаючого випромінювання на обраній довжині хвилі з огляду на колір тканини. Проте відсоток вірної класифікації залишається доволі високим – 80% (рис.7.23.г), а дублюючі поверхні, що розпізнаються з подібним відсотком, відсутні, тому вважатимемо розпізнавання тканинних поверхонь достовірним. Таким чином, важко розпізнаваною поверхнею для серії з дванадцяти класів при фотометрії ЕР виявилась лише шкірка банану, яка без використання ЕР була класифікована з набагато-меншою кількістю хибно-позитивних відповідей. З огляду на структуру об'єкту (багатошаровість з чіткими межами шарів та глянцевою поверхнею) можна припустити, що без використання ЕР на фотоприймач потрапляв переважно колімований відбитий потік, який при використанні ЕР виявився спів-мірним з величиною дифузно розсіяного усіма шарами об'єкту назад випромінювання. Це і могло призвести до збільшення кількості хибно-позитивних відповідей. Як бачимо з рис. 7.23.г з невеликою різницею (20%) у кількості хибно-позитивних відповідей шкірка банану класифікується і як свиняча шкіра. З огляду на зазначені результати з серії наступних досліджень було виключено поверхню шкірки банана.

Розглянемо особливості класифікації 11 типів поверхонь з використанням ЕР (рис. 7.23.д) та без нього (рис. 7.23.б). Важливим з точки зору повторюваності експерименту, а відтак і його достовірності, є часткова подібність результатів класифікації, а точніше «не класифікації» окремих типів поверхонь. Такими поверхнями і в серії з 12, і в серії з 11 досліджуваних об'єктів без використання ЕР виявилися поверхні дерева та металу, які вже з меншою кількістю хибно-позитивних відповідей (60%) проте класифікувались як яєчна шкарлупа. Однакову кількість хибно-позитивних відповідей (20%) зберіглося при розпізнаванні зеленого листка у якості шовкової тканини, причому такий же результат виявився і при розпізнаванні

свинячої шкіри. Решта дублів у розпізнаванні поверхонь мають кількість хибно-позитивних відповідей більшу за 80% тому не вважаються значущими. Показники ефективності при класифікації одинадцяти зразків без використання ЕР склали 0.75, 0.9 та 0.82, що відповідає їх підвищенню на 4.2%, 8.4% та 6.5% відповідно. Вірно класифікованими виявились також 6 поверхонь (пластик, скло, шовкова тканина, м'язова тканина курки, яєчна шкарлупа та шкірка апельсину). Як бачимо, 5 поверхонь співпадають при класифікації з 12 та з 11 досліджуваних об'єктів, при цьому кількість хибно-позитивних відповідей для металу зменшилась до 40%, дерева – до 60%, поверхня пластику була класифікована без помилок, а для зразків кераміки та зеленого листа – залишилась без змін. При введенні у вимірювальний канал ЕР показники ефективності виявились чисельно однаковими і склали по 0.98, продемонструвавши приріст у порівнянні з показниками при розпізнаванні 12 типів поверхонь 5.4%, 3.2% та 4.3% відповідно. Матриця помилок (рис. 7.23.б) показує безпомилкове розпізнавання 10 з 11 досліджуваних поверхонь. Причому нерозпізнана поверхня свинячої шкіри була цілковито класифікованою, що ще раз підтвердило ефективність використання ЕР при біометрії сильно-розсіювальних біологічних середовищ. Як можна помітити з рис. 7.23.г та рис.7.23.д незмінною залишилась кількість хибно-позитивних відповідей для зразку шовкової тканини. Оскільки це була єдина нерозпізнана вірно поверхня, її було виключено з подальшої серії з 10 об'єктів.

Розглянемо результати, що були отримані при класифікації 10 поверхонь з 10 при застосуванні системи ОЗЗ без ЕР (рис. 7.23.в) та з ним (рис. 7.23.е). Відкидання з тестового набору досліджуваних поверхонь тих, що мали найбільший відсоток хибно-позитивних відповідей, дозволило підвищити ефективність системи ОЗЗ. Так, при дослідженні 10 поверхонь показники були наступними: *Precision* = 0.84, *Recall* = 0.9, *F-score* = 0.87, а кількість вірно класифікованих поверхонь збільшилася на одну у порівнянні з вибіркою з 12 та 11 об'єктів. Проте зберіглась тенденція дублювання у невірному розпізнаванні окремих поверхонь (дерево та метал, як і у випадку з 11 досліджуваними поверхнями, розпізнавались як яєчна шкарлупа, а кераміка мала

такий самий відсоток хибно-позитивних відповідей (60%) при класифікації як кераміки, так і дерева). При цьому зразок зеленого листка був класифікований без помилок. Введення ЕР дозволило максимізувати результати класифікації по всім десяти зразкам, а числові показники ефективності досягли 1.

Таким чином, три серії проведених досліджень з розпізнавання 12, 11 та 10 типів поверхонь при використанні нейронної мережі з системою ОЗЗ з використанням ЕР, виявили підвищенні показники ефективності класифікації типу об'єктів, з якими може у повсякденному житті контактувати біонічний палець людини.

7.5 Контроль оптичного просвітлення шкіри людини методом фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Оптичні та, зокрема, лазерні методи діагностики та терапії дозволяють вирішувати різноманітні задачі в офтальмології, стоматології, онкології, косметології та інш. Прикладене використання лазерів у якості оптичних скальпелів та пінцетів в онкології дозволяє з високим ступенем абляції видаляти злоякісні новоутворення [57-59], унеможливаючи при цьому попадання ракових клітин в оточуючі здорові клітини. При ексімер-лазерній корекції та фоторефрактивній кератектомії [60] можлива зміни форми рогівки і відновлення ефективного фокусування променів на сітківці. Низько інтенсивне лазерне випромінювання з терапевтичною метою застосовуються також при розгладжуванні зморшок, лікуванні целюліту, випадіння волосся, лазерній акупунктурі тощо [61]. У діагностичному застосуванні лазерне випромінювання використовується при реєстрації фотоплетизмограми, рівня оксигенації, а також в засобах, принципи роботи яких пов'язані з дією випромінювання на флуоресцентні речовини з метою дослідження спектру комбінаційного розсіяння та відстеження їх найбільшого скупчення, що може свідчити про ракове захворювання [62,63].

Стохастичний характер фізичної та фізіологічної моделі поширення оптичного випромінювання в БС та БТ є ключовим фактором, що визначає точність та

достовірність того або іншого методу біомедичної діагностики. До суттєвих проблем, пов'язаних з цим, також відносять:

- невизначеність характеру просторової індикатрисы розсіяння [1,2,5,11], а відтак і фактору анізотропії розсіяння, та необхідність її дослідження для конкретного зразку БТ з визначеними геометричними параметрами;
- значне ослаблення колімованого зонduючого випромінювання внаслідок суттєвої різниці в показниках заломлення та порівняно великих значень коефіцієнтів розсіяння поверхневих шарів БТ [64,65];
- вплив геометрії границь розподілу шарів БТ, що одночасно призводить і до росту коефіцієнту екстинкції, і до значного просторового перерозподілу розсіяного вперед та назад світла [66,67];
- балансування при виборі довжини хвилі падаючого випромінювання для збільшення глибини зондування та розподільчої здатності при реєстрації відгуку на оптичний стимул [68];
- необхідність врахування енергетичних параметрів зонduючого випромінювання, що суттєво впливають на світлорозсіяння тонкими шарами БТ з сильними розсіювальними властивостями [36,69].

Останні два фактори піддаються корегуванню шляхом підбору відповідної елементної бази та інженерного дизайну приладу, що створюється. Перші три – відносяться до властивостей досліджуваного БС і можуть бути змінені шляхом фізико-хімічного впливу (стиснення, розтягування, дегідратації, коагуляції, охолодження, введенням різних хімічних розчинів, гелів і масла [70]), що в багатьох роботах отримало назву управління оптичними властивостями біологічних тканин [71-72]. Одним з видів такого управління є просвітлення оптичних тканин, що реалізується завдяки введенню спеціальних хімічних розчинів (просвітлюючих агентів) з метою узгодження показників заломлення структурних компонентів БТ та оточуючих речовин, а також для зменшення коефіцієнту розсіяння [70].

Прикладне дослідження особливостей застосування оптичного просвітлення ведеться за багатьма напрямками медицини та техніки, зокрема в умовах

експерименту *post mortal* або на тваринах. У гінекології розроблена технологія для лікування жіночого нетримання сечі за допомогою лазерного випромінювання ближнього інфрачервоного випромінювання в діапазоні 500 - 800 нм [73]. Для покращення доставки фотонів на необхідну глибину було використано оптичне просвітлення БТ, а експеримент проводився на взятих з трупів зразках вагінальної тканини. У результаті насичення тканини гліцерином збільшило пропускання світла до 65%. Інші дослідження, здійсненні з метою покращення візуалізації внутрішніх компонентів черепа [74], дозволили спостерігати дендритні шипи та мікроглію головного мозку мишей, а також різні нейробіологічні явища.

Усі просвітлюючі агенти доволі вдало класифіковані у роботі [75] і поділяються на багатоатомні спирти, цукри, органічні кислоти та інші органічні розчинники. При цьому найпоширенішими агентами для просвітлення шкіри людини є поліетиленгліколь [76], гліцерин [77], цукри з високим вмістом фруктози [78].

Існує багато методів та інформаційно-вимірювальних систем, за допомогою яких можна оцінити ступінь оптичного просвітлення БТ. До таких методів відносяться: оптична когерентна томографія, флуоресцентна мікроскопія, багато-фотонна мікроскопія, спектроскопія комбінаційного розсіяння, кофокальна мікроскопія тощо. Оптична когерентна томографія базується на дослідженні спектру променів у результаті інтерференції, що реєструється за допомогою спектрометра та високошвидкісних ПЗЗ камер. Джерелом когерентного випромінювання є, як правило, широкосмуговий суперлюмінісцентний діод, а параметри, що свідчать про ступінь оптичного просвітлення, розраховуються з зареєстрованої сукупності спектру, утвореного у результаті відбиття від різно-занурених структур [79,80]. Двох фотонна мікроскопія використовує властивість збудження молекул флуорофору при взаємодії з двома фотонами з меншою енергією (на відміну від одно фотонного впливу) та наступною реєстрацією флуоресценції. Це дозволяє збільшити глибину оптичного зондування БТ. У якості джерела світла найчастіше використовується інфрачервоний імпульсний лазер з малою beam divergence. У результаті потрапляння на молекулу відбувається швидкий перехід електрону на нестабільний рівень та

повернення назад, що супроводжується випромінюванням кванту у зеленій частині спектру, яке реєструється фото-помножувачами та обробляється [81,82]. Раманівська спектроскопія дозволяє визначати хімічний склад БС на основі аналізу властивостей непружного розсіяння світла. Найчастіше використовуються лазерне випромінювання видимої та ближньої інфрачервоної області спектру, розсіяна частина якого реєструється та аналізується у вигляді стоксового або антистоксового частотного зсуву. Модифікацією методу є мікроспектрометрія, що використовує в поєднанні зі спектрофотометром мікроскоп, зображення якого формується у результаті сканування та реєстрації раманівського сигналу в кожній точці БТ [83,84]. Конфокальна мікроскопія дозволяє створювати високо контрастні зображення шляхом покрокового сканування БТ з просторовою фільтрацією фонового розсіяного випромінювання за рахунок налаштувань відповідних діафрагм [85,86].

Поряд з високою продуктивністю та точністю описаних методів та засобів, їх використання потребує складних механізмів обрахунків та значних обчислювальних можливостей, тому в багатьох прикладних задачах для оцінки ступеню просвітлення використовують звичайні спектрометри та фотометри. А з огляду на мету, з якою здійснюють оптичне просвітлення для неінвазивних задач діагностики та терапії шкіри людини, застосування їх вкрай обмежене. Для досліджень в умовах *ex vivo* або *in vivo* вимірювальна схема та конструкція засобу суттєво ускладниться і потребуватиме використання додаткових пристроїв та пристосувань. Низка прикладних реалізацій фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами [15,26,87-88], описана вище, показала прийнятні результати при визначенні оптичних властивостей різних біологічних тканин та середовищ при відносно простій схемі реалізації та проведенні досліджень. Тому здійснимо дослідження особливостей контролю ступеня оптичного просвітлення шкіри людини при оцінці освітленості фотометричних зображень в методі дзеркальних еліпсоїдів обертання.

Механізм контролю ступеню оптичного просвітлення був реалізований у формі модельного експерименту поширення оптичного випромінювання у біомедичному фотометрі з ЕР. Конструкція модельного фотометру передбачає проведення

досліджень у відбитому (розсіяному назад) світлі і використовує один еліпсоїдальний рефлектор, що є основою вимірювального ядра біометричної системи. Зазначений фотометр реалізований у вигляді прототипу і був використаний при визначенні оптичних властивостей біологічних тканин в рамках інверсного методу Монте-Карло [4,5] та чотирьох-поточної моделі Кубелки-Мунка [25].

Моделна інтерпретація роботи фотометру передбачає отримання фотометричних зображень другої фокальної площини рефлектора у результаті симуляції Монте-Карло поширення оптичного випромінювання у системі «багатошарова біологічна тканина + еліпсоїдальний рефлектор» (Розділ 4). При цьому параметри джерела випромінювання регулюються програмно шляхом завдання необхідної кількості фотонів та профілю поперечного перетину центральної моди для лазера, що працює у безперервному одномодовому режимі (п.п. 6.1). Параметри еліпсоїду обертання відповідають реальному рефлектору фотометру і є наступними: ексцентриситет 0.66, фокальний параметр 16.875 мм, коефіцієнт відбиття стінок рефлектора 0.95.

Вихідними даними для моделювання є оптичні властивості, що характеризують залежність коефіцієнтів розсіяння, поглинання, фактору анізотропії розсіяння та показника заломлення окремих шарів шкіри людини від часу просвітлення поліетиленгліколем, отримані на основі аналітичних моделей та результатів досліджень, представлених у роботах [71,73,89-91]. При цьому кінетика змін коефіцієнту розсіяння для рогового шару, епідермісу та дерми представлена на рис.7.24.а, а залежність показника заломлення рогового шару від часу просвітлення – на рис.7.24.б.

Значення інших оптичних властивостей для шарів шкіри людини наведені у таблиці 7.3 і є сталими. Це свідчить не про відсутність щонайменшого впливу на властивості шарів шкіри людини при просвітленні з використанням поліетиленгліколю, що не був виявлений у ході аналітичного пошуку. А скоріше є підтвердженням необхідності клінічних досліджень з метою з'ясування чисельних

значень оптичних властивостей шкіри людини у терапевтичному вікні при просвітненні різними агентами.

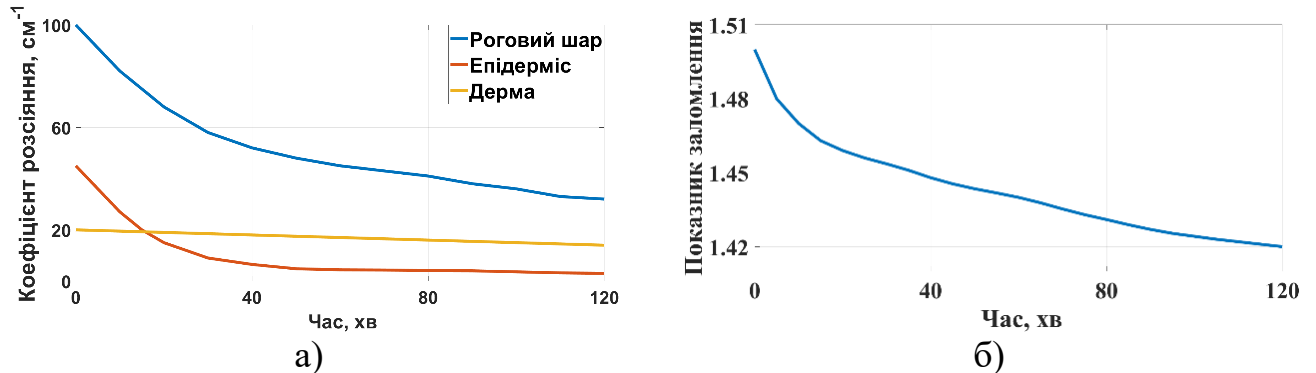


Рисунок 7.24 Кінетика зміни: коефіцієнту розсіювання μ_s рогового шару (синя лінія), епідермісу (червона лінія) та дерми (жовта лінія) (а), а також показника заломлення рогового шару від часу просвітлення t (б)

Таблиця 7.3 Оптичні властивості шарів шкіри людини

Шар	g	n	$\mu_a \text{ cm}^{-1}$	$\mu_s \text{ cm}^{-1}$
Роговий шар	0,8	Рис.7.24.б	0,10	Рис.7.24.а
Епідерміс	0,8	1,36	0,15	Рис.7.24.а
Дерма	0,76	1,39	0,073	Рис.7.24.а
Жировий шар	0,8	1,44	0,068	15
М'язовий шар	0,9	1,37	2	215

Світлорозсіювання i у прямому, i у зворотному напрямках при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами визначається також товщиною досліджуваного зразка БС [15,26]. У таблиці 7.4 представлені значення анатомічних товщин шарів шкіри людини, що були використані для симуляції з метою оцінки освітленості різних зон фотометричних зображень. Товщина шару м'язової тканини обрана величиною 1 см для забезпечення умов напів-нескінченності досліджуваного середовища, а відтак «неінвазивності» модельного експерименту.

Таблиця 7.4 Анатомічні товщини шарів шкіри людини [92], см

Ділянка тіла	Роговий шар	Епідерміс	Дерма	Жирова тканина
Живіт	0,0025	0,00945	0,198	1,05
Спина	0,0031	0,01	0,371	0,083
Долоні	0,039	0,0473	0,128	0,181
Груди	0,002	0,00595	0,24	0,075
Стегно	0,004	0,011	0,243	0,097
Плече	0,0035	0,0107	0,246	0,072

У ході симуляції Монте-Карло поширення 20 млн фотонів, що розподілені в центральній моді лазерного пучка радіусом 0.7 мм у багатошаровій тканині шкіри людини та еліпсоїдальному рефlectorі отримана серія фотометричних зображень, приклади яких показані на рис.7.25. Моделювання здійснено для набору значень, що характеризують зміну оптичних властивостей через кожні 5 хвилин з моменту введення поліетиленгліколю в шкіру людини. Максимальний час спостереження обмежений 120 хвилинами, по аналогії з результатами [90,91].

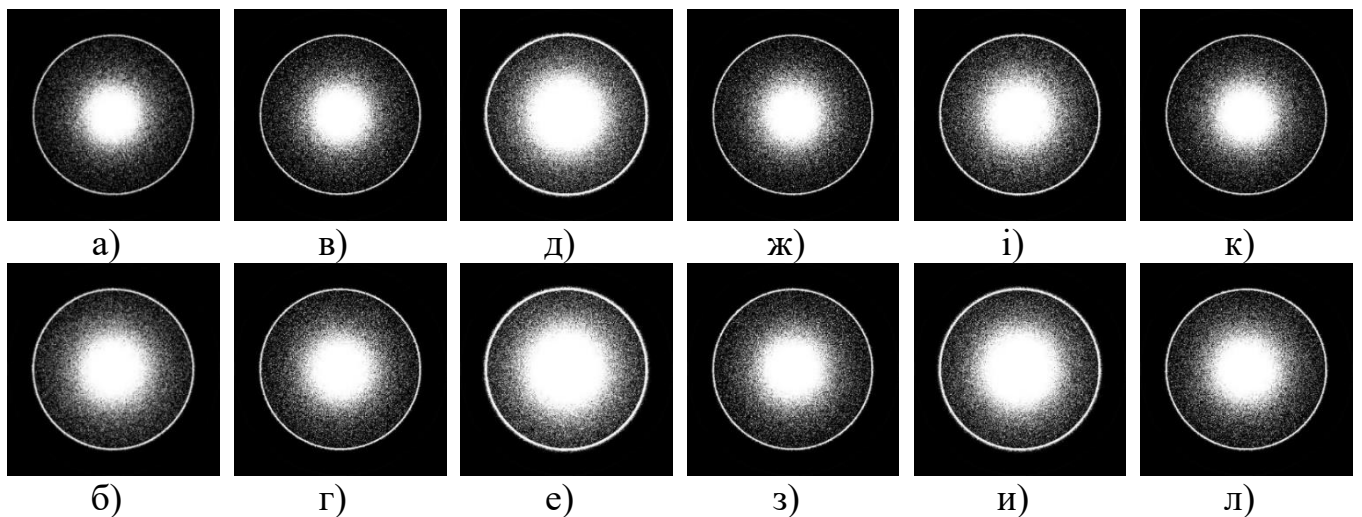


Рисунок 7.25 Фотометричні зображення розсіяного назад світла для тканини шкіри людини до просвітлення (а, в, д, ж, і, к) та на 70-ій хвилині після просвітлення (б, г, е, з, и, л) при дослідженні ділянок шкіри долонь (а, б), грудей (в, г), живота (д, е), плеча (ж, з), спини (і, и) та стегна (к, л)

Кількісна оцінка ступеню оптичного просвітлення здійснена на підставі принципів зонного аналізу фотометричних зображень при еліпсоїдальній фотометрії, що формуються при осе-симетричному характері розсіяння БТ (рис. 5.18.а) [15,26].

На рис. 7.26 представлені залежності освітленості різних зон фотометричних зображень розсіяного назад світла при здійсненні оптичного просвітлення поліетиленгліколем для шкіри людини з різних ділянок тіла. Точка на рис. 7.26, що характеризує час просвітлення 0 хвилин, означає час відліку дії просвітлюючого агента, проте фізично характеризує оптичні властивості шкіри людини до введення поліетиленгліколю.

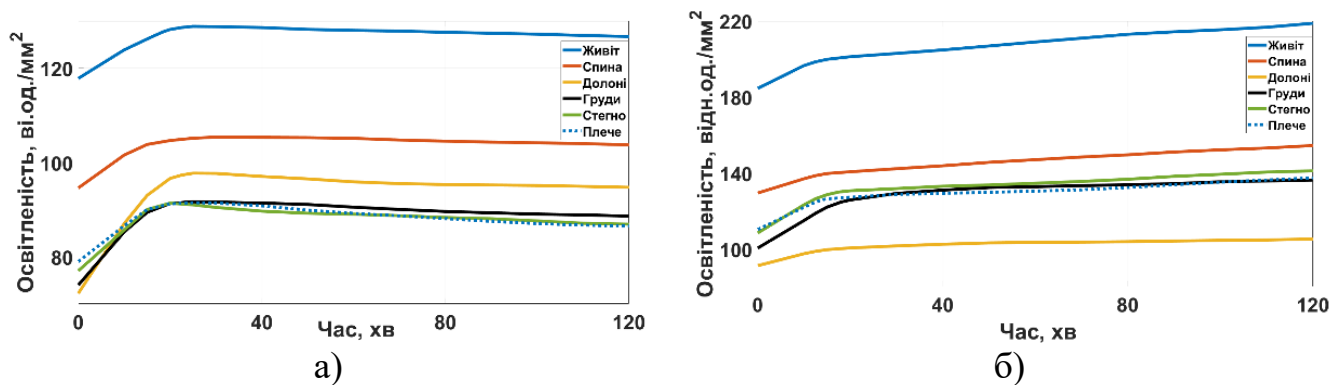


Рисунок 7.26 Освітленість середнього (а) та зовнішнього (б) кільця фотометричних зображень в залежності від часу просвітлення шкіри людини різних ділянок тіла

Графіки освітленості зон фотометричних зображень різних ділянок шкіри людини в залежності від часу оптичного просвітлення для середнього і зовнішнього кільця, мають однаковий вид. Це, з однієї сторони, є підтвердженням адекватності математичної моделі поширення оптичного випромінювання у біомедичному фотометрі, а з іншої – дозволяє оцінити вплив дії просвітлюючого агента на світлорозсіяння шкірою людини різних ділянок тіла.

Графік освітленості середнього кільця фотометричних зображень (рис. 7.26.а) поводить себе тенденційно і швидко зростає протягом перших 20 хвилин після введення поліетиленгліколю для шкіри людини з усіх досліджуваних ділянок тіла. Потім починається помірний спад в межах 1-3% до закінчення інтервалу спостереження. При цьому найбільше відносне зростання освітленості середнього

кільця спостерігається для шкіри долонь, що може бути поясненим найбільшою (у порівнянні з іншими досліджуваними ділянками) товщиною рогового шару. З огляду на характер поведінки коефіцієнту розсіювання рогового шару (рис. 7.24.а), це є підтвердженням високої ефективності оптичного просвітлення в перші 20 хвилин дії хімічного агенту. Зазначений факт знаходиться в безпосередній кореляції з поведінкою графіку зміни показника заломлення (рис. 7.24.б), спад якого в перші 20 хвилин оптичного просвітлення аналогічний зміні в наступні 100 хвилин.

Освітленість зовнішнього кільця (рис. 7.26.б) в залежності від часу оптичного просвітлення має схожий характер з освітленістю середнього кільця в перші 20 хвилин дії поліетиленгліколю Проте в наступні 100 хвилин рівень освітленості продовжує більш плавне зростання, що за своїм абсолютним значенням спів-мірне з попереднім коротким інтервалом. При цьому найменшу динаміку зростання освітленості зовнішнього кільця на всьому інтервалі демонструє графік для шкіри долонь. З огляду на залежність, показану на рис.7.24.а, така поведінка свідчить про те, що різкий спад значень коефіцієнтів розсіювання рогового шару та епідермісу, а також показника заломлення рогового шару, суттєво збільшує частку променів, які знаходяться поблизу області колімованого відбиття при спостереженні у розсіяному назад світлі. При цьому дифузна складова розсіяного потоку, що більше впливає на освітленість зовнішнього кільця, зростає повільніше. Дещо подібний вигляд має і графік освітленості зовнішнього кільця для шкіри спини та живота. Це може бути поясненим більшою по відношенню до інших ділянок тіла товщиною дерми (для спини) та жирової тканини (для живота), що також призводить до збільшення частки розсіяного назад світла. Ділянки шкіри грудей, стегна та плеча мають більш різке зростання освітленості зовнішнього кільця у перші 20 хвилин, у порівнянні з світлорозсіюванням шкірою на інших ділянках тіла. Це пояснюється відсутністю чинників уповільнення зросту освітленості зовнішнього кільця, якими виступають товщини: рогового шару для долонь, дерми – для спини, жирової тканини – для живота.

Аналізуючи графіки на рис. 7.26 з позицій рівня освітленості (ступеню оптичного просвітлення) можна побачити, що найбільший рівень освітленості середнього та зовнішнього кільця фотометричних зображень створюють ефекти світлорозсіювання назад шкірою ділянки живота. Рівень освітленості середнього кільця тканини живота більш ніж на 25% переважає освітленість середнього кільця шкіри людини з інших ділянок тіла. Для освітленості зовнішнього кільця таке перевищення складає більш ніж 55%. Освітленість різних зон фотометричних зображень для тканин з ділянок шкіри грудей, стегна та плеча має практично однакову залежність від часу просвітлення, що пояснюється малою різницею в значеннях анатомічних товщин відповідних шарів (табл. 7.4). Невелика різниця в межах 10%, що спостерігається в перші 15 хвилин після введення поліетиленгліколю в шкіру грудей, стегна та плеча, зменшується до 5% на решті інтервалу часу спостереження. Порівнюючи значення анатомічних товщин шарів шкіри людини на різних ділянках тіла і взявши до уваги освітленість, що створюється у фотометричних зображення, суттєва перевага освітленості ділянки шкіри живота пояснюється значною товщиною жирової тканини. При незмінному абсолютному значенні коефіцієнту розсіювання 15 см^{-1} збільшення товщини шару жирової тканини призводить до збільшення кількості світла, що розсіюється в зворотному напрямку. А відносний розподіл фотонів, що залишили БТ, в залежності від траєкторії руху в середині тканини [15,26], практично рівномірний як в межах апертури першої фокальної площини (відсутність взаємодії променів зі стінками ЕР та/або однократне відбиття), так і по краю другої фокальної площини (двократне відбиття при взаємодії з нижньою частиною ЕР та/або багатократне відбиття при взаємодії з верхньою частиною рефлектора).

Значна анатомічна товщина шару дерми для шкіри спини людини визначає більші, у порівнянні зі шкірою долонь, грудей, стегна та плеча, абсолютні значення освітленості зон фотометричних зображень.

Відносне розміщення графіків освітленості шкіри людини на досліджуваних ділянках тіла і для середнього, і для зовнішнього кільця фотометричних зображень є подібним, за виключенням графіків освітленості шкіри долонь. Освітленість

зовнішнього кільця має найнижче абсолютне значення, що, як було зазначено вище, може бути пояснене високою ефективністю просвітлення за рахунок зменшення показника заломлення рогового шару під дією поліетиленгліколю. При цьому різко збільшується кількість променів в області колімованого відбиття і, відповідно, зменшується кількість променів, що формують дифузну складову, на всьому інтервалі спостереження.

Таким чином оптичне просвітлення з використанням поліетиленгліколю, що призводить до зміни оптичних властивостей відповідних шарів, здійснює подібний вплив на шкіру людини на різних ділянках тіла. При використанні оптичного просвітлення з метою доставки лазерного випромінювання через шкіру людини необхідно врахувати локалізацію органу або захворювання для підбору відповідних параметрів випромінювання та режимів фізичного впливу. Це також може бути реалізоване з використанням фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами на етапі попередньої діагностики до введення хімічного агенту. З огляду на розподіл освітленості середнього та зовнішнього кільця фотометричних зображень у перші 20-25 хвилин після введення поліетиленгліколю, раніше розпочинати процедуру доставки лазерного випромінювання недоцільно. Цей час є аналогом «перехідного процесу», коли вплив просвітлюючого агенту є найменш стабільним і може призвести до небажаних діагностичних артефактів та похибок терапевтичного дозування [93,94].

7.6 Висновки до розділу 7

1. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, використаний у якості попередньої процедури просторового аналізу біологічних середовищ, дозволив визначити ступінь осе-симетричності розсіяного світла та з'ясувати кількість та напрямки перетинів для подальшого гоніометричного аналізу.

2. На підставі зонного аналізу фотометричних зображень розроблена методика визначення величини фактору анізотропії розсіяння біологічних середовищ за допомогою фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, забезпечивши при цьому можливість обчислення основних оптичних властивостей за результатами єдиної серії вимірювань.

3. Розроблений метод кутової фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами дозволив якісно, за формою зони падаючого потоку, оцінити вплив оптичних властивостей внутрішнього або поверхневого шару біологічних тканин на світлорозсіяння при змінних кутах падіння оптичного випромінювання.

4. На підставі використання принципів фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами та засад раманівської спектроскопії показано конструктивну та функціональну доцільність побудови інформаційно-вимірювальних засобів для неівазивного контролю рівня глюкози в крові.

5. Розроблений метод організації модулю оптичного зворотного зв'язку на основі фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами для біонічних протезів пальців рук, що дозволило підвищити точність розпізнавання типу поверхні.

6. Модельне прогнозування впливу дії хімічної речовини у якості просвітлюючого агенту на створювану освітленість, контроль якої можна забезпечити біомедичним фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами, дозволить оптимізувати процедуру вибору часу початку процедури доставки лазерного випромінювання та її тривалості.

Список використаних джерел до розділу 7

1. Bezuglaya N.V., Bezuglyi M.A. Spatial photometry of scattered radiation by biological objects. *Biophotonics—Riga 2013 : proc. SPIE9032*. P.Q1–Q5.
2. Jacques S. L., Alter C. A., Prahl S. A. Angular Dependence of HeNe Laser Light Scattering by Human Dermis. *Lasers in the Life Sciences*. 1987. Vol. 1. № 4. Pp. 309-334.
3. Кочубей В.И., Башкатов А.Н. Спектроскопия рассеивающих сред: Учеб. пособие. – Саратов: Новый ветер. 2014. – 87 с.
4. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Шаргородський В.А. Просторова фотометрія біологічних середовищ. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. Т.30, №2. С. 40 – 49.
5. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С., Вонсевич К.П. Вплив осьової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло. *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*. 2015. №1 (99). С.85 – 91.
6. Kienle A., Forster F.K., Hibst R. Anisotropy of light propagation in biological tissue. *Optics letters*. 2004. Vol. 29, №22. P.2617-2619.
7. Prahl S.A., Keijzer M., Jacques S.L., Welch A. J. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue. *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*. 989. Vol. 5. P. 102–111.
8. Bezuglyi M.A., Yarych A.V., Botvinovskii D.V. On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues. *Optics and Spectroscopy*. 2012. №113. Pp.101–107.
9. Bezuglyi M. A., Pavlovets N. V. Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors, *Proc. OSA-SPIE*, 2013. 8798.
10. Безугла Н.В. Просторова фотометрія біологічних середовищ : дис. к.т.н. : 05.11.17 / НТУУ «КПІ». Київ, 2016. 136 с.
11. Безугла Н. В., Безуглий М.О., Тимчик Г.С. Особливості анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами. *Вісник НТУУ «КПІ» серія приладобудування*. 2015. №50. С.169 – 175.

12. Bezuglyi M., Bezuglaya N., Viruchenko A. On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media. *Electronics and Nanotechnology* : proc. IEEE 37th International Conference, 2017. P. 321 – 324.
13. Біомедичний гоніофотометр : пат. 112374 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № а201502410; заявл. 27.07.2015; опубл. 25.08.2016. Бюл.№16.
14. Н.В. Безугла, К.П. Вонсевич, "Комп'ютерна програма «ІВСОБ-2»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 57856*, 04.08.2014.
15. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Helich I.V. Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media. *Appl Opt.* 2017. №56 (30). Pp. 8520–8526.
16. М.В.Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440*, 02.11.2016.
17. Hall G., Jacques S. L., Eliceiri K.W., Campagnola P.J. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient. *Biomedical optics express*. 2012. №3(11). P. 2707-2719.
18. Robkamp D., Truffer F., Bolay S., Geiser M. Forward scattering measurement device with a high angular resolution. *Optics express*. 2007. № 5. P. 2683– 2690.
19. Hans G.V. Industrial Color Testing: Fundamentals and Techniques. 2nd Edition. New York: Wiley-VCH, 2002. 388 p.
20. Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media. In 2 vol. Vol.1. New York: Academic, 1978. 339 p.
21. СТБ ISO 22891-2014. Бумага. Определение коэффициента пропускания путем измерения фактора коэффициента отражения при диффузном освещении [действительный от 01.07.2015]. Минск, 2015. 16 с. (Государственный комитет по стандартизации Республики Беларусь).
22. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния. *Успехи физических наук*. 1997. том 167. С.517 – 539.

23. Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів : пат. 110073 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № а201406606; заявл. 12.06.2014; опубл. 10.11.2015. Бюл.№21.
24. Іванов Ю.С., Монсар О.О., Синявський І.І. Виготовлення глибокої асферики траєкторним копіюванням та її застосування. *Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування*. 2004. Вип.28. С.24 – 28.
25. Безугла Н.В., Безуглий М.О., Чмир Ю.В. Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами. *Електроніка і зв'язок*. 2014. Том 19. №6(83). С. 87 – 93.
26. Безуглый М.А., Безуглая Н.В., А.Б. Самиляк Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии. *Приборы и методы измерений*. 2016. Т. 7, №1. С. 67–76.
27. Nezhad Sh. N. M. M., Hozhabri Z., Haghparast A., Karami G., Hejazi P. Optimization of Parameters in 16-slice CT-scan Protocols for Reduction of the Absorbed Dose, *Iran J Med Phys*. 2014. Vol.11, №2 & 3. P.270-275.
28. Subramanian A., Adap Sh., Chawale Sh., Singh S., Sudhakaran P. Non Invasive Glucose Measurement Using Raman Spectroscopy. *International Research Journal of Engineering and Technology*. 2017. Vol.4, №3. P. 2872 – 2875.
29. Wróbel M.S. Non-invasive blood glucose monitoring with Raman spectroscopy: prospects for device miniaturization. *Materials Science and Engineering : proc. of IOP Conference Series*, 2016. Vol. 104. P. 012036.
30. Pandey R., Paidi S.K., Valdez T.A. et al. Monitoring of Blood Glucose with Raman Spectroscopy. *Acc. Chem. Res.* 2017. Vol. 50, №2. P. 264–272.
31. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTU CON)*, Riga, 2018, pp. 1 – 4.
32. Evans N.D., Gnudi L., Rolinski O.J., Birch D.J.S., Pickup J.C. Non-Invasive Glucose Monitoring by NAD(P)H Autofluorescence Spectroscopy in Fibroblasts and

Adipocytes: A Model for Skin Glucose Sensing. *Diabetes technology&Therapeutics*. 2003. Vol. 5, №5. P. 807 – 816.

33. Jung D.G., Jung D., Kong S.H. A Lab-on-a-Chip-Based Non-Invasive Optical Sensor for Measuring Glucose in Saliva. *Sensors*. 2017. Vol. 17. P. 2607

34. Khalil O.S. Non-Invasive Glucose Measurement Technologies: An Update from 1999 to the Dawn of the New Millennium. *Diabetes technology&Therapeutics*. 2004. Vol.6, №5. P. 660 – 697.

35. Song K., Park U.Ha.S., Bae J., Yoo H.-J. An Impedance and Multi-Wavelength Near-Infrared Spectroscopy IC for Non-Invasive Blood Glucose Estimation. *IEEE Journal of solid-state circuits*. 2015. Vol. 50, №4. P. 1025 – 1037.

36. Bhandare P., Mendelson Yi., Peura R.A. et al. Multivariate determination of glucose in whole blood using partial least-squares and artificial neural networks based on mid-infrared spectroscopy. *Appl. Spectroscopy*. 1993. Vol. 47, №8. P. 1214–1221.

37. Sahoo P.B., Vyas R., Wadhwa M., Verma S. Progress in deep-UV photoresists. *Bull. Mater. Sci*. 2002. Vol. 25, №6. P. 553–556.

38. Bezuglyi M.A., Bezuglaya N.V., Kostuk S. Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors, *Devices and Methods of Measurements*. 2018. №9(1). P. 56-65.

39. Liu H., Huang Y., Jiang H. Artificial eye for scotopic vision with bioinspired all-optical photosensitivity enhancer. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. — 2016. Vol. 113, №1. P. 3982–3985.

40. Fitzgerald J.E., Bui E.T., Simon N.M., Fenniri H. Artificial nose technology: Status and prospects in diagnostics. *Trends in biotechnology*. 2017. Vol. 35, №1. P. 33–42.

41. Dietrich C., Nehrdich S., Seifert S., Blume K., Miltner K.R. Leg prosthesis with somatosensory feedback reduces phantom limb pain and increases functionality. *Frontiers in neurology*. 2018. Vol. 9. P. 270.

42. Koganezawa K., Ito A. Artificial hand with stiffness adjuster. *Intelligent Autonomous Systems*. 2016. Vol. 13. P. 1079–1093.

43. Вонсевич К.П., Безуглий М.О., Гапонюк А.О. "Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки", *Перспективні технології та прилади*, вип. 10, с. 32 – 37, 2017.
44. Вонсевич К.П., Безуглий М.О., Гапонюк А.О. Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом. *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*. 2018. №1. С. 45 – 53.
45. Kappassov Z., Corrales J.A., Perdereau V. Tactile sensing in dexterous robot hands. *Robotics and Autonomous Systems*. 2015. Vol. 74. P. 195–220.
46. Brown J.D., Paek A., Syed M., O'Malley M.K., Shewokis P.A. Understanding the role of haptic feedback in a teleoperated/prosthetic grasp and lift task. *World Haptics Conference (WHC)*. 2013. P. 271–276.
47. Ramaiah P.S., Rao M.V., Satyanarayana G.V. A microcontroller based four fingered robotic hand. *International Journal of Artificial Intelligence & Applications (IJAIA)*. 2011. Vol. 2, №2. P. 90–102.
48. Persichetti A., Vecchi F., Carrozza M.C. Optoelectronic-based flexible contact sensor for prosthetic hand application. *Rehabilitation Robotics : proc. of IEEE 10th International Conference*, 2007. P. 415–420.
49. Zhao H., Brien K.O., Li S., Shepherd R.F. Optoelectronically innervated soft prosthetic hand via stretchable optical waveguides. *Science Robotics*. 2016. Vol. 1, №1. P. 1–10.
50. K.P. Vonsevych, M.A. Bezuglyi, and O.A. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.
51. Vonsevych K., Goethel M.F., Mrozowski J., Awrejcewicz J., Bezuglyi M. Fingers movements control system based on artificial neural network model. *Radioelectronics and Communications System*. 2019. Vol.62, №1. P. 23–33.
52. Goutte C., Gaussier E. A probabilistic interpretation of precision, recall and F-score, with implication for evaluation. *Proc. of European Conference on Information Retrieval*. 2005. P. 345–359.

53. Sokolova M., Japkowicz N., Szpakowicz S. Beyond accuracy, F-score and ROC: a family of discriminant measures for performance evaluation. *Australasian joint conference on artificial intelligence*. 2006. P. 1015–1021.
54. Song Q. J., Jiang H.Y., Liu J. Feature selection based on FDA and F-score for multi-class classification. *Expert Systems with Applications*. 2017. Vol. 81. P. 22–27.
55. Levenberg K. A Method for solution of certain non-linear problems in least squares. *Q. Appl. Math.* 1944. Vol. 2, №2. P. 164–168.
56. Marquardt D. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *J. Soc. Ind. Appl. Math.* 1963. Vol. 11. P. 431–441.
57. А.В. Беликов, и А.В. Скрипник, Лазерные биомедицинские технологии (часть 1): учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008.
58. H. Zhang and K. K. Liu, “Optical tweezers for single cells,” *J. R. Soc. Interface*, vol. 5, no. 24, pp. 671–690, 2008.
59. M. W. Berns, Y. Tadir, H. Liang, and B. Tromberg, “05 Laser Scissors and Tweezers,” in *Methods in Cell Biology*, 1997, pp. 71–98.
60. Е. А. Шахно, *Физические Основы Применения Лазеров В Медицине*, СПб: НИУ ИТМО, 2012.
61. А.В. Гейниц, и С.В. Москвин, Лазерная терапия в косметологии и дерматологии. М., Тверь: Издательство «Триада», 2010.
62. В.Ф. Барыбин, и Д.А. Рогаткин, “Неинвазивная лазерная диагностика - медицинская технология XXI века”. Альманах клинической медицины, Т. I, 1998, с. 69-81.
63. И.А. Новиков, Я.О. Груша, Н.П. Кирющенко, “Повышение эффективности флуоресцентной диагностики новообразований кожи и слизистых оболочек в офтальмоонкологии”. Вестник РАМН, Т.10, 2012, с. 62–69.
64. A. J. McLean, “Light in biology and medicine, vol. I,” *J. Photochem. Photobiol. B Biol.*, vol. 4, no. 1, pp. 129–130, 1989.
65. J. S. Al-Bahri and N. M. Spyrou, “Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues,” *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 47, no. 8,

pp. 777–784, 1996.

66. T. K. L. L. Tchvialeva, H. Zeng, I. Markhvida, D. I. McLean, H. Lui, “Skin Roughness Assessment,” in *Biomedical Engineering*, D. Campolo, Ed. IntechOpen, 2010, pp. 341–358.

67. M. Sun, C. Zhang, Z. Hao, and J. Tian, “Effect of surface roughness on determination of tissue optical properties obtained by diffusion approximation,” *Appl. Opt.*, vol. 46, no. 17, p. 3649, 2007.

68. H. Jelinkova, *Lasers for medical applications: Diagnostics, therapy and surgery*. Cambridge: Woodhead Publishing Limited, 2013.

69. C. Ash, M. Dubec, K. Donne, and T. Bashford, “Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 32, no. 8, pp. 1909–1918, 2017.

70. А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, и В.В. Тучин, “Оптическое просветление биологических тканей перспективы применения в медицинской диагностике и фототерапии”. Альманах клинической медицины, том.17, №1, с. 39-42, 2008.

71. А.С. Башкатов, “Управление оптическими биотканями при воздействии на осмотически активными иммерсионными жидкостями”, дисс. канд. физ.-мат. наук, СГУ, Саратов, 2002.

72. K. V. Larin, M. G. Ghosn, A. N. Bashkatov, E. A. Genina, N. A. Trunina, and V. V. Tuchin, “Optical clearing for OCT image enhancement and in-depth monitoring of molecular diffusion,” *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 18, no. 3, pp. 1244–1259, 2012.

73. C. Chang *et al.*, “Optical Clearing of Vaginal Tissues in Cadavers,” in *SPIE Int Soc Opt Eng.*, 2018, p. 10468.

74. Y.-J. Zhao *et al.*, “Skull optical clearing window for in vivo imaging of the mouse cortex at synaptic resolution,” *Light Sci. Appl.*, vol. 7, no. 2, p. 17153, 2018.

75. A. Y. Sdobnov, J. Lademann, M. E. Darvin, and V. V. Tuchin, “Methods for Optical Skin Clearing in Molecular Optical Imaging in Dermatology,” *Biochemistry*, vol. 84, pp. 144–158, 2019.

76. E. C. Costa, A. F. Moreira, E. C. Costa, A. F. Moreira, D. De Melo-diogo, and I. J. Correia, "Polyethylene glycol molecular weight influences the ClearT2 optical clearing method for spheroids imaging by confocal laser scanning microscopy," *J. Biomed. Opt.*, vol. 23, no. 05, p. 1, 2018.
77. T. Yu, X. Wen, V. V. Tuchin, Q. Luo, and D. Zhu, "Quantitative analysis of dehydration in porcine skin for assessing mechanism of optical clearing," *J. Biomed. Opt.*, vol. 16, no. 9, p. 095002, 2011.
78. J. M. Hirshburg, K. M. Ravikumar, W. Hwang, and A. T. Yeh, "Molecular basis for optical clearing of collagenous tissues," *J. Biomed. Opt.*, vol. 15, no. 5, p. 055002, 2010.
79. A. V. Svirin, Y. I. Kiiko, B. V. Obruch, and A. V. Bogomolov, "Spektralnaya opticheskaya kogerentnaya tomografiya: printsipy i vozmozhnosti metoda [Spectral optic coherent tomography: principles and possibilities (Literary review)]," *RMJ «Clinical Ophthalmol.*, no. 2, p. 50, 2009.
80. X. Xu, L. Yu, and Z. Chen, "Optical clearing of flowing blood using dextrans with spectral domain optical coherence tomography," *J. Biomed. Opt.*, vol. 13, no. 2, p. 021107, 2008.
81. K. Palikaras and N. Tavernarakis, "Multiphoton Fluorescence Light Microscopy," in *Encyclopedia of life science*, John Wiley & Sons, 2012
82. K. Svoboda, R. Yasuda, and N. Carolina, "Principles of Two-Photon Excitation Microscopy and Its Applications to Neuroscience," *Neuron*, vol. 50, pp. 823–839, 2006.
83. G. S. Bumbrach and R. M. Sharma, "Raman spectroscopy – Basic principle, instrumentation and selected applications for the characterization of drugs of abuse," *Egypt. J. Forensic Sci.*, vol. 6, no. 3, pp. 209–215, 2016.
84. W. J. Tipping, M. Lee, A. Serrels, V. G. Brunton, and A. N. Hulme, "Chem Soc Rev Stimulated Raman scattering microscopy : an emerging tool for drug discovery," *Chem. Soc. Rev.*, 2016.
85. D. A. Peterson, "Confocal Microscopy," in *Encyclopedia of Movement Disorders*, K. Kompoliti and L. V. Metman, Eds. Reference Work, 2010, pp. 250–252

86. L. Majlof and P. Forsgren, *Confocal Microscopy : Important Considerations for Accurate Imaging*, vol. 70. Elsevier Masson SAS, 1993.
87. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors," in *IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON) The*, 2018, pp. 0–4.
88. M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, A. V. Ventsuryk, and K. P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method," *Devices Methods Meas.*, vol. 10, no. 2, pp. 160–168, 2019.
89. G. Vargas, E. K. Chan, J. K. Barton, H. G. R. Iii, and A. J. Welch, "Use of an Agent to Reduce Scattering in Skin," *Lasers Surg. Med.*, vol. 24, pp. 133–141, 1999.
90. D. K. Tuchina, V. D. Genin, A. N. Bashkatov, E. A. Genina, and V. V Tuchin, "Optical Clearing of Skin Tissue ex vivo with Polyethylene Glycol," *Opt. Spectrosc.*, vol. 120, no. 1, pp. 36–45, 2016.
91. E. A. Genina, A. N. Bashkatov, Y. P. Sinichkin, and V. V Tuchin, "Optical Clearing of Skin under Action of Glycerol : Ex Vivo and In Vivo Investigations," *Opt. Spectrosc.*, vol. 109, no. 2, pp. 225–231, 2010.
92. Y. Yelisseyev, *Zabolevaniya kozhi. Polnyy meditsinskiy spravochnik dlya vsey semi [Skin diseases: A complete medical reference book for the whole family]*. Moscow: Eksmo Publ, 2009.
93. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagornyi, "Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method", *Microsystems. Electronics and Acoustics*, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.
94. Р.О Воронков, М.А. Безуглый, "Оптическая идентификация патологически измененных тканей методом зеркальных эллипсоидов вращения", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с 216-218.

РОЗДІЛ 8

ТЕХНІЧНИЙ РОЗВИТОК МЕТОДУ ФОТОМЕТРІЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

У даному розгляді розглядаються перспективи застосування методу дзеркальних еліпсоїдів обертання для різноманітних задач оптичної біомедичної діагностики. Розглянуті схемо-технічні та функціональні схеми лазерного доплерівського флоуметру, пристрою для визначення показника заломлення біологічних середовищ, спектрофотометру з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження оптичних властивостей біологічних середовищ у відбитому та пропущеному світлі, а також дерматоскопу.

8.1 Лазерний доплерівський флоуметр з еліпсоїдальними рефлекторами

Застосування принципів фотометрії ЕР в задачах ангіології покликане забезпечити неінвазивну, об'єктивну та динамічну оцінку параметрів кровотоку та мікроциркуляторного русла (МЦР) з метою визначення структури і діаметру мікросудин, стану їхнього тонусу, виявлення внутрішніх і поза-судинних змін, зокрема уповільнення кровотоку, стазу, ліпідних включень тощо. Поряд з типовими методами та засобами дослідження кровотоку (метод Фіка, метод розведення болюса індикатора, метод розведення барвника та термодилуція; електромагнітні, термо-конвекційні, ультразвукові та оптичні витратоміри [1]) широкого розповсюдження набувають методи вимивання радіоактивних ізотопів, флуоресцентної мікро-ангіографії, введення мічених мікро-сфер й інш. Окремі з них з різних причин залишилися на стадії експериментальної медицини, а в клінічну практику увійшли: цифрова капіляроскопія, лазерна доплерівська флоуметрія, ангіорезистометрія або проба на ламкість капілярів. З оптичної точки зору ангіорезистометрія є методом якісного візуального аналізу числа кров'яних точок після механічного впливу. При ендотеліозі кількість таких точок чимала, що і є основною діагностичною ознакою.

Цифрова комп'ютерна капіляроскопія фіксує капілярний кровотік в епоніхію нігтьової фаланги пальця і використовується при діагностиці колагенозів, хвороби Рейно, вібраційної хвороби та мікроангіопатії. За технічною сутністю вона дозволяє здійснювати якісний та напів-кількісний аналіз в окремих спектральних діапазонах. Зондування оптичним випромінюванням при лазерній доплерівській флоуметрії (ЛДФ) та аналіз частотного спектру випромінювання, відбитого від рухомих формених елементів крові, дозволяє з високою точністю оцінити стан МЦР на глибині до 3 мм. Як правило, при діагностиці МЦР використовують монохроматичне лазерне випромінювання на червоній довжині хвилі (найчастіше He-Ne лазер з $\lambda=632.8$ нм). Реєструючи дифузне відбиття від рухомих частинок з частотним (доплерівським) зсувом, аналізують спектр отриманого сигналу і визначають значення миттєвого об'єму крові.

Номенклатура технічних реалізацій ЛДФ доволі широка, починаючи від установок та прототипів [2-6] і закінчуючи серійними зразками [8-11]. Проте їх основними недоліками вважаються неможливість врахування ефектів багатократного розсіювання, що обумовлені неоднорідністю шарів досліджуваного об'єму БТ, функціональними труднощі при застосуванні в умовах дослідження *in vivo*, що пов'язане зі складним взаємозв'язком динамічного кута між вектором швидкості потоку крові та вектором розсіяння від окремих часток, а також застосування різноманітних конфокальних елементів, що збільшує різницю частот між пучками у результаті багаторазового проходження лазерних променів через них.

З огляду на це і маючи позитивні результати фотометрії ЕР, запропоновано схем-технічне рішення ЛДФ з еліпсоїдальним рефлектором (рис. 8.1), що дозволить за рахунок збільшення питомої ваги зареєстрованої розсіяної інтенсивності лазерного випромінювання підвищити діагностичну достовірність дослідження МЦР.

Принципи функціонування запропонованого лазерного доплерівського вимірювача швидкості потоку крові полягають у наступному. Світловий потік від джерела когерентного оптичного випромінювання 1 спрямовується на світлоділильну призму 2 і розділяється на два паралельні пучки, рівновіддалені від оптичної

осі. За допомогою системи лінз 3 (на рис. 8.1 представлена у вигляді двох-лінзового об'єктиву) ці паралельні пучки променів фокусуються в центрі вхідного вікна 4, яке є площиною контакту з досліджуваним біологічним об'єктом (палець, передпліччя тощо).

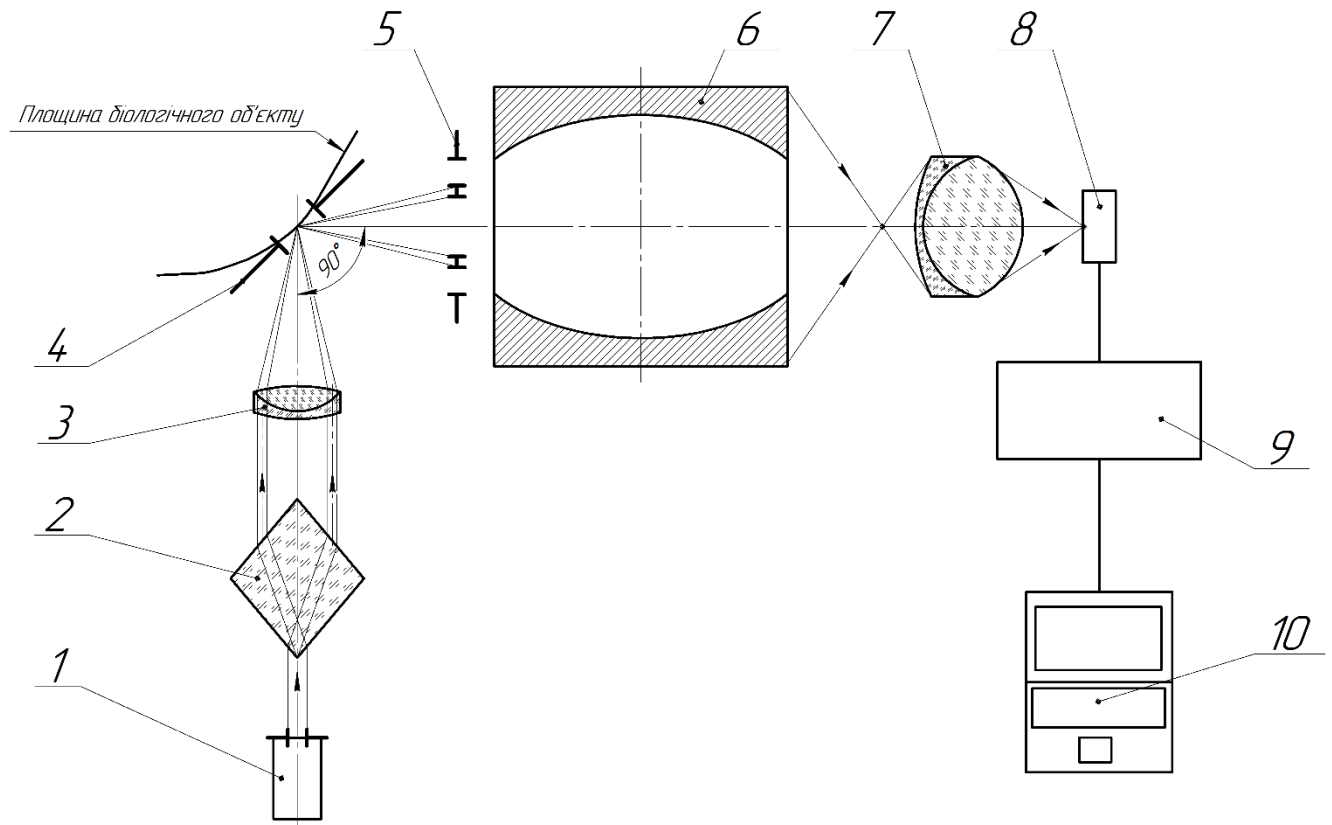


Рисунок 8.1 Структурно-функціональна схема лазерного доплерівського флоуметру з еліпсоїдальним рефлектором: 1 – лазер; 2 – ділильна призма; 3 – система лінз; 4 – вхідне вікно; 5 – діафрагма; 6 – еліпсоїдальний рефлектор; 7 – оптична система; 8 – фотодетектор; 9 – блок попередньої обробки; 10 – персональний комп'ютер

При взаємодії оптичного випромінювання з досліджуваним об'єктом і внаслідок наявності в його об'ємі рухомих часток (еритроцитів) лазерне випромінювання розсіюється в зворотному напрямку (спостерігається дифузно-відбита компонента) з частотою, відмінною від падаючої. Окрім розсіяної компоненти, що містить сигнал доплерівського зсуву частоти, від досліджуваного об'єкту може відбиватись і несуча частота (як правило у напрямку колімованого

відбиття). Зазначена частина відбитого випромінювання відсікається кільцевою діафрагмою 5, конструкція якої може варіюватись в залежності від властивостей досліджуваного об'єкту та особливостей її взаємного розміщення з елементами схеми. Розсіяна складова збирається еліпсоїдальним рефлектором 6 та проектується за допомогою оптичної системи 7 на приймальну площину фотодетектору 8. Сигнал з фотодетектору 8 оброблюється у блоці попередньої обробки 9, та подається на персональний комп'ютер 10, де піддається подальшій обробці та виведенню кінцевих значень за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення. Для визначення швидкості потоку крові ключовими є коефіцієнти, які отримують з величин зареєстрованих сигналів від біологічного об'єкту. При цьому користуються функціональними засадами фотометрії для одно-елементних та багатоелементних фотодетекторів.

Запропоноване технічне рішення демонструє можливість використання ЛДФ з еліпсоїдальним рефлектором для *in vivo* вимірювання швидкості потоку крові в кровоносних судинах малого та великого діаметру. Розглянута схема є доволі простою і не використовує попереднього відносного зсуву частот лазерних пучків. Її реалізація дозволить також зафіксувати розсіяне випромінювання, яке вносить найбільший вклад в низькочастотну складову спектру ЛДФ при вимірюванні швидкості потоку сильно-розсіювальної рідини (крові), проте спостерігається поза межами вимірювального об'єму.

8.2 Фотометрія еліпсоїдальними рефлекторами при визначенні показника заломлення біологічних середовищ

Класичні визначення показника заломлення, що застосовуються для опису властивостей границі двох середовищ, у загальному випадку справедливі і для БС. Проте оптична густина одного БС по відношенню до другого, що межує з ним, у випадку не прозорого, а мутного середовища, якими у більшості є БС, залежить від цілого ряду факторів. Дифузне розсіяння як вперед, так і назад на границі

біологічного середовища визначаються, поміж іншого, відносною кількістю неоднорідностей та їх розмірів, змінами показника заломлення між компонентами БТ (клітинної мембрани, міжклітинної рідини, ядра, органел, цитоплазми) [12]. Зазначені відмінності можна зафіксувати за рахунок вимірювання часток відбитого та пропущеного світла, його поляризації при різних кутах падіння. З біофізичної точки зору усереднене значення показника заломлення визначається анізотропністю моделі зразка БС і може бути виражене через фракції волокнистої тканини, показники заломлення розсіювальних центрів та основної речовини тощо [13-15].

Методи та засоби для визначення показника заломлення БС мають ключові класифікаційні ознаки, за якими можна порівнювати їх результати та межі застосування. Використовуючи когерентне або некогерентне оптичне випромінювання багато методів працюють з поляризованим світлом [16-19]. Причому результати окремих досліджень слід апроксимувати у межах «терапевтичного вікна» за даними більш ефективних вимірювань з використанням He-Ne лазеру [17-23]. До іншої ознаки відносять геометричні розміри зразка, зокрема товщину, а технічні засоби слід поділяти на універсальні та такі, що призначені для досліджень лише тонких, або лише товщинних зразків БС. Також важливі умови проведення експерименту (*in vivo*, *in vitro* або *in situ*), а також ізотропність або анізотропність біологічного середовища. За оптичним явищем методи поділяють на інтерферометричні [24-26], мікроскопічні [27-31] та гоніометричні [16-23]. Причому точність та переваги застосування окремих методів для дослідження конкретних БС є доведеною.

Серед проаналізованих методів лише одне технічне рішення, на думку автора, дозволяє визначати «інтегральний» показник заломлення гомогенізованої біологічної тканини [23], що забезпечується відсутністю втрат корисного сигналу при розміщенні досліджуваного зразка всередині оптичного волокна з оболонкою. Проте необхідність калібрування вимірювального засобу під кожне дослідження, а також лише умови проведення експерименту *in vitro* суттєво обмежують коло застосування цього методу.

Нижче запропоновано два схемо-технічних рішення, які завдяки використанню еліпсоїдального рефлектора дозволяють зареєструвати практично все розсіяне зразком БС оптичне випромінювання і прогностично підвищити точність визначення показника заломлення зразку.

На рис. 8.1 представлена схема пристрою для визначення показника заломлення БС з використанням порожнистого ЕР з внутрішньою відбиваючою поверхнею, виготовленого за однією з технологій, розглянутих у розділі 3.

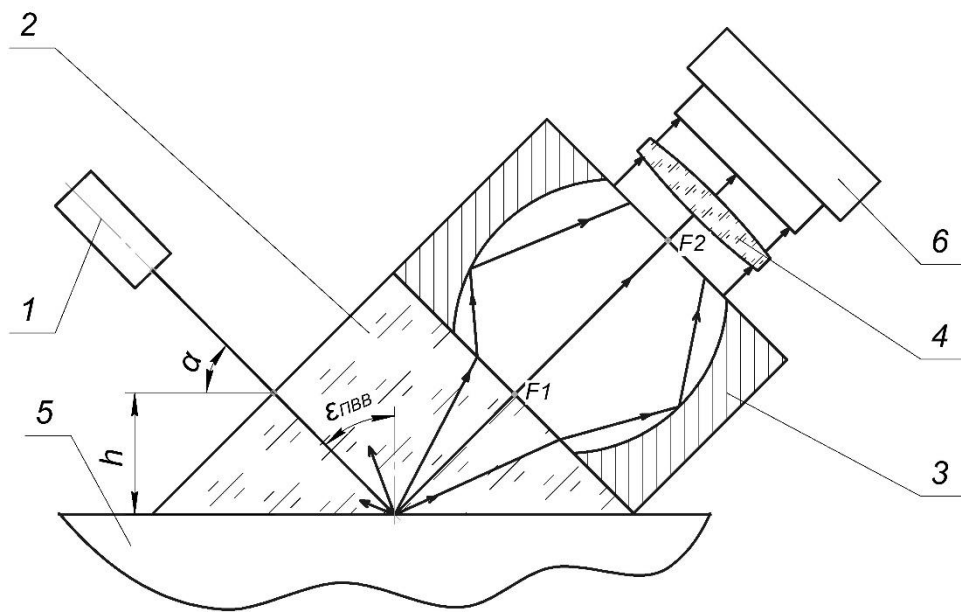


Рисунок 8.2 Пристрій для визначення показника заломлення БС з ЕР:

- 1 – оптико-механічний вузол джерела випромінювання; 2 – призма;
3 – еліпсоїдальний рефлектор; 4 – узгоджувальна оптична система;
5 – досліджуване БС; 6 – ПЗЗ-камера

Елементом повного внутрішнього відбиття (ПВВ) виступає призма АР-90, котра своєю найбільшою гранню контактує з досліджуваним зразком. Для оптимізації параметрів оптико-механічного блоку 1 може бути використана й призма іншої конфігурації, що забезпечує дотримання наступних принципів вимірювання. Оптико-механічний вузол, що включає систему формування поляризованого/неполяризованого випромінювання та систему кутового відліку, спрямовує світловий потік на вхідну грань призми 2. Заломлений промінь потрапляє на робочу грань призми, що контактує з біологічним середовищем 5. Якщо промінь потрапляє на

робочу грань призми під кутом, що менший критичного для досліджуваної границі «призма - БС», то падаюче випромінювання заломлюється на цій границі і поглинається всередині БС. При наступному повороті оптико-механічного блоку 1 досягається перевищення критичного кута для даної границі і падаюче випромінювання відбивається від неї. Причому внаслідок об'ємного розсіяння частина інтенсивності відбитого променя зосереджена в колімованому відбитому потоці, а частина – в дифузному. Обидві частини відбитого випромінювання (колімована повністю, а дифузна – частково) потрапляють на вихідну грань призми 2, що знаходиться в першій фокальній площині F_1 порожнистого ЕР 3. Частина променів дифузної компоненти може потрапити на нову границю «призма - повітря» під кутами, що більше або дорівнюють критичному. Тоді вони повертаються в призму, біологічне середовище, і внаслідок багатократного відбиття знову потрапляють на границю «призма – повітря» під кутами, меншими за критичний, або просто залишають вимірювальні об'єми. Параметри призми 2 та ЕР 3 підбираються таким чином аби колімована частка гарантована потрапляла в порожнину ЕР і завдяки механізмам рей-трейсингу (розділ 2) за допомогою узгоджувальної оптичної системи 4 проектувалась на фото-приймальну площину ПЗЗ-камери 6. Фотометричне зображення, зареєстроване у такий спосіб буде подібним до зображень при кутовій фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами (п.п. 7.2) за виключенням центрального еліпсу. Саме зонний аналіз цих зображень дозволить як ідентифікувати досягнення критичного кута падіння на границю «призма – БС», так і визначити величину показника заломлення досліджуваного БС з урахуванням колімованої та дифузної складової, властивої мутним середовищам. Оптико-механічний блок 1 задають такий кут падіння α на вхідну грань призми 2 і висоту h , аби явище ПВВ спостерігалось у визначеній точці першої фокальної площини ЕР 3.

Беззаперечними перевагами застосування даної схеми є відпрацьована технологія виготовлення елементів пристрою, у тому числі порожнистого еліпсоїдального рефлектора. До недоліків слід віднести необхідність забезпечення непорушного контакту між ЕР, призмою та досліджуваним БС, а також створення

конструкції блоку 1 з можливістю прецизійного обертального та поступального рухів. До того ж ефективність використання ЕР в такому пристрої суттєво знижується внаслідок втрати частки дифузного розсіяного світла обумовленої багатократними відбиттями в системі «призма + БС».

З функціональної точки зору більш прийнятною є конструкція, зображена на рис.8.3. Для цього технічного рішення функцію елементу ПВВ виконує сам еліпсоїдальний рефлектор, виготовлений зі скла з нанесеним дзеркальним покриттям по всьому периметру деталі за виключенням входної щілини та фокальних площин.

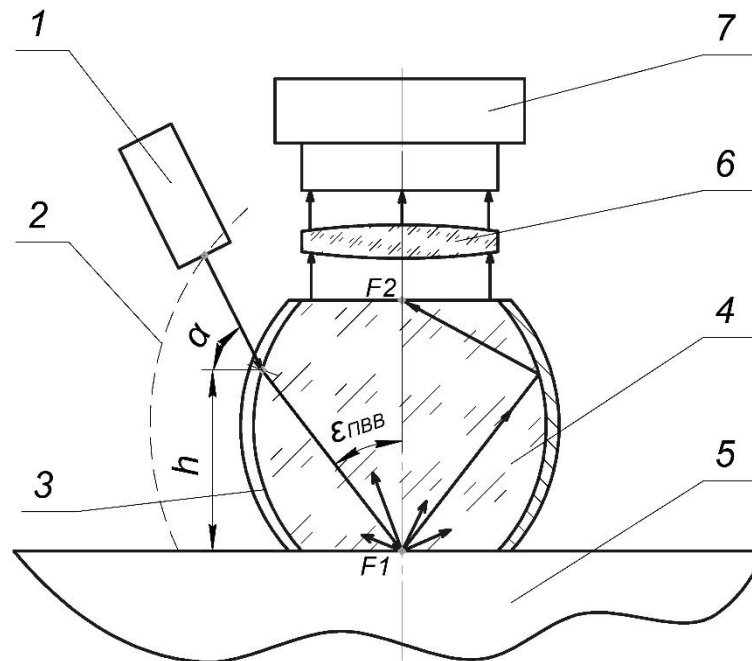


Рисунок 8.3 Пристрій для визначення показника заломлення БС з ЕР у якості елемента ПВВ: 1 – оптико-механічний вузол джерела випромінювання; 2 – твірна; 3 – входна щілина; 4 – еліпсоїдальний рефлектор; 5 – досліджуване БС; 6 – узгоджувальна оптична система; 7 – ПЗЗ-камера

На відміну від попередньої схеми (рис. 8.2) у даному пристрої оптико-механічний блок 1 переміщується по еліптичній твірній 2, що відповідає використаному еліпсоїдальному рефлектору 4 та залежить від його фокального параметру та ексцентриситету. Входна щілина 3 розміщена вздовж бокової поверхні ЕР і має ширину, спів-розмірну з шириною падаючого променя. Обертальний та поступальний рух оптико-механічного блоку 1 дозволяють встановити такий кут

падіння та висоту променю на вході в ЕР 4, щоб забезпечити явище ПВВ на границі «ЕР – БС» при потраплянні в точку фокусу F_1 . Фокальна площина. Що містить цю точку є площиною контакту з досліджуваним БС 5, а його друга фокальна площина за допомогою узгоджувальної оптичної системи 6 проектується у фото-приймальну площину ПЗЗ-камери 7. Показник заломлення досліджуваного БС визначається за значенням кута, при якому почалось явище ПВВ, а також за рівнями інтенсивності колімованої та дифузної складової відбитого випромінювання, які можна спостерігати на характерному фотометричному зображенні. Основним недоліком розглянутої схеми є невідпрацьованість технології виготовлення прозорого еліпсоїдального рефлектора.

Для обох схем елементи ПВВ (призма та ЕР) виготовляються з матеріалу з показником заломлення вищим, ніж прогнозований показник заломлення досліджуваного біологічного середовища. При необхідності для забезпечення більш широких функціональних можливостей запропонованих пристроїв може використовуватись набір елементів ПВВ виготовлених матеріалів з різними показниками заломлення.

Запропоновані технічні рішення не мають недоліків, притаманних гоніометричним методам і дозволяють проводити дослідження показників заломлення в умовах експерименту *in vivo*, *in situ* та *in vitro* з урахуванням явищ об'ємного розсіювання світла в мутних біологічних середовищах.

Передумови технічної реалізації запропонованих пристроїв для визначення показника заломлення за допомогою принципів фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами розглянуті у роботах учасників даного наукового напрямку [32-34], а їх практичне та модельне втілення, на думку автора, суттєво підвищить точність визначення показника заломлення БС.

8.3 Спектрофотометрія еліпсоїдальними рефлекторами

Спектральні властивості біологічних середовищ є визначальними при побудові різноманітних діагностичних засобів біофотоніки [35-43]. Вони обумовлюють ідентифікацію окремих елементів біологічної структури, а також її компонентів та фракцій. Широкого застосування набули методи, що використовують засади люмінесцентного та комбінаційного спектрального аналізу, що фіксують зсув розсіяної компоненти, а також стоксовий та антистоксовий зсуви. Технічними засобами, що забезпечують спектральне сканування БС, розглянуті у роботах [35,37,43-47] та інш., а методами, що при цьому застосовуються є безперервний та часовий методи, частотний метод, метод інтерференції хвиль фотонної щільності тощо [48].

Розроблені та практично апробовані в ході виконання дисертаційного дослідження принципи [49-54] були покладені в основу схемо-технічного рішення спектрофотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, показано на рис.8.4.

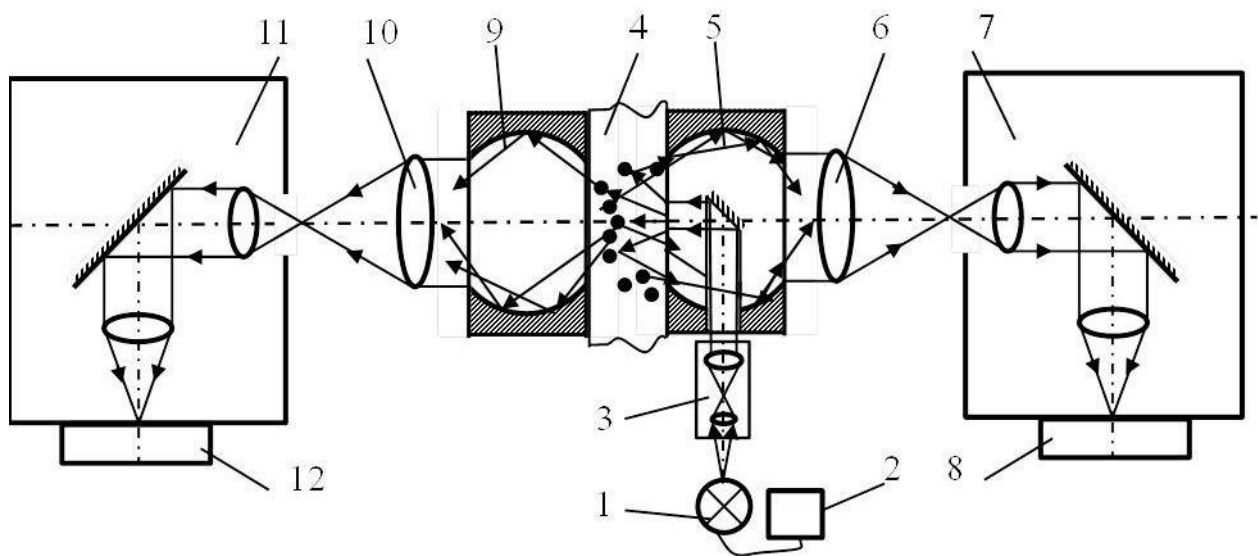


Рисунок 8.4 Схема спектрофотометру з еліпсоїдальними рефлекторами: 1 – джерело випромінювання; 2 – регулятор потужності джерела випромінювання; 3 – конденсор; 4 – досліджуване біологічне середовище; 5, 9 – еліпсоїдальні рефлектори; 6, 10 – узгоджувальні оптичні системи; 7, 11 – монохроматори; 8, 12 – фотоприймачі

Спектрофотометричні дослідження здійснюються у наступний спосіб. Випромінювання змішаного спектрального складу або біле світло від джерела випромінювання 1 заданої за допомогою регулятора струму 2 потужності спрямовується до конденсорної системи 3, яка забезпечує формування падаючого променя необхідного перетину. Це пояснюється необхідністю врахування умов проведення експерименту та фізико-математичної моделі, що використовується для опису поширення оптичного випромінювання в досліджуваному біологічному середовищі 4. Далі випромінювання через вхідне вікно еліпсоїдального рефлектора 5 потрапляє на плоске дзеркало, що розміщено в геометричному центрі рефлектора під кутом 45^0 по відношенню до великої та малої напів-осей еліпсоїда. А потім спрямовується на досліджуване БС. У залежності від типу досліджуваного середовища та від діагностичної задачі, що покладена в основу спектрофотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, розсіяне оптичне випромінювання збирається за допомогою ЕР 5 та 9 у відбитому, у пропущеному, або у відбитому та пропущеному світлі. Конструкція ЕР аналогічна тим, що були описані в попередніх розділах. Узгоджувальні оптичні системи 6 та 10 проектують другі фокальні площини ЕР в площини предметів монохроматорів 7 та 11, що, як правило, містять вхідні коліматори, оптичні параметри яких узгоджені з параметрами оптичних систем 6 та 10. Диспергуючий пристрій монохроматорів забезпечує спектральне сканування розсіяного світла, реєстрація якого здійснюється фотоприймачами 8 та 12. Схема спектрофотометрів може додатково містити окремі блоки та оптичні елементи, що забезпечують здійснення люмінесцентної, раманівської спектроскопії тощо.

8.4 Дерматоскоп на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Дерматоскопія, як метод візуальної безконтактної діагностики шкіри та шкірних новоутворень, широко використовується для суб'єктивної оцінки форми та кольору досліджуваної ділянки. З появою високоточних матричних приймачів випромінювання та мініатюризацією обчислювальних модулів стала можливою

об'єктивна діагностика новоутворень з можливістю побудови 3D моделей досліджуваної ділянки шкіри. Проте «об'єктивність» такої технології завдяки використанню цифрових камер та ретельно відкаліброваних 3D сенсорів зводиться до можливості побудови тривимірної карти ділянки шкіри пацієнта з граничною точністю 0.5 мм [55]. При цьому єдиною кількісною оцінкою можна вважати лише геометрію новоутворення. Приладним розвитком дерматоскопічних методів вважають появу спектрофотометричних сканерів [56], що аналізуючи стан шкіри на глибині до 2 мм дозволяють визначати вміст меланіну, гемоглобіну, колагену тощо. Проте конструктивні обмеження приймально-реєструючої системи не дозволяють максимізувати корисний сигнал та уточнити аналітичну модель спектрофотометрії. З огляду на це, у даному пункті запропоноване схемо-технічне рішення пристрою з еліпсоїдальним рефлектором для *in vivo* діагностики шкіри людини, розробленого на основі модифікації дозиметру оптичного випромінювання [57,58].

Як було зазначено вище, фотометри з еліпсоїдальними рефлекторами є контактними приладами, основним перетворювальним елементом яких є еліпсоїд обертання з внутрішньою відбиваючою поверхнею, усічений по фокальним площинам. Розміщуючи об'єкт дослідження в одній фокальній площині, а приймальну оптичну систему налаштовуючи таким чином, щоб отримати проекцію другої фокальної площини еліпсоїда, забезпечують «збір» всього корисного сигналу, розсіяного в зворотному напрямку та дифузно відбитого об'єктом. Переміщуючи вимірювальну систему відносно шкіри при фіксації початку відліку, досягають сканування досліджуваної поверхні. Вихідними даними дерматоскопії еліпсоїдальним рефлектором є набір оптичних властивостей (коефіцієнтів поглинання та розсіяння, фактору анізотропії) шкіри людини в точці аналізу. При цьому можлива побудова 3D-моделі у координатах геометрії та оптичних властивостей ділянки шкіри пацієнта.

На рис. 8.5 зображена структурна схема дерматоскопу з еліпсоїдальним рефлектором, що містить джерело (джерела для забезпечення спектрофотометрії)

монохроматичного випромінювання 1, заломлюючу призму 2, еліпсоїдальний рефlector 3, об'єтив 4 та ПЗЗ камеру 5.

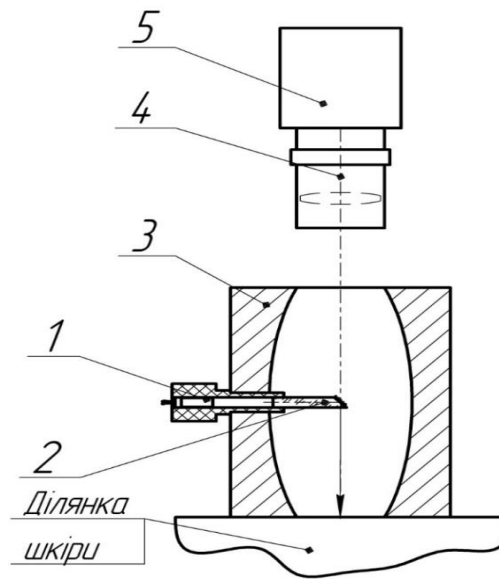


Рисунок 8.5 Структурна схема дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами

Використання еліпсоїдів обертання спрощує складання та юстування діагностичного засобу завдяки суттєвому зменшенню кількості елементів, а відтак маси та габаритів приладів, що покращує їх експлуатаційні характеристики. На підставі принципів фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, описаними в попередніх розділах, можна здійснити обґрунтування вибору елементної бази, геометричних та енергетичних характеристик ЕР та схемо-технічне моделювання роботи дерматоскопу.

Запропонований підхід до створення об'єктивних кількісних методів дослідження новоутворень шкіри людини в умовах масового скринінгу суттєво спростить та здешевить діагностичну процедуру і завдяки отриманню кількісних показників дозволить в багатьох випадках уникнути вартісної біопсії.

8.5 Висновки до розділу 8

Запропоновані схемо-технічні рішення методів та засобів на засадах фотометрії біологічних тканин та середовищ еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема лазерного доплерівського флоуметру, пристрів для визначення показника заломлення, спектрофотометру, а також дерматоскопу, реалізація яких покликана суттєво розширити діагностичний функціонал та підвищити інформативність та ефективність як в умовах масового скринінгу, так і при специфічних клінічних та лабораторних дослідженнях.

Список використаних джерел до розділу 8

1. Д.Г. Вебстер, И.В Камышко., и Д.А. Калашник, "Измерение кровотока и объема крови", Москва: Медицинская книга, 2004.
2. D. Boggett, and H. Huang, "Apparatus for measuring microvascular blood flow", *US pat. 6173197 : A61B 5/00. №09/297728*, 09.05.1998.
3. T. Hachiga, H. Ishida, Sh. Akiguchi, H. Shirakawa, T. Andoh, and Ya. Kuraishi, "Laser Doppler blood flow measuring method and device", *US pat. 20100280398 A61B 5/026. №12/809738*, 21.06.2010.
4. O. Skerl, and M. Lippert, "Blood flow sensor", *US pat. 2012/0203113 A1, A61B 6/00 A6 IN L/365 № 13/350,855*, 09.08.2012.
5. Лазерный доплеровский измеритель скорости: патент. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/221/2217039.html>. Дата звернення: 25.02.2019.
6. Лазерный доплеровский измеритель патент. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/222/2227303.html>. Дата звернення: 25.02.2019.
7. Laser Doppler Flowmetry Биорас. Application note. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/app170.pdf>. Дата звернення: 25.02.2019.
8. BLF21 Laser Doppler Flowmeter [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://ru.medwow.com/med/laser-blood-flow-detector/transonic/blf21-laser-doppler-flowmeter/4754.model-spec>. Дата звернення: 25.02.2019.
9. BLF21D Laser Doppler Flowmeter [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://ru.medwow.com/med/laser-blood-flow-detector/transonic/blf21d-laser-doppler-flowmeter/4756.model-spec> Laser. Дата звернення: 25.02.2019.
10. BLF22 Laser Doppler Flowmeter [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.transonic.com/resources/research/blf22-tissue-perfusion-monitor-laser-doppler-probes/>. Дата звернення: 25.02.2019.

11. PeriFlux System 5000 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.perimed-instruments.com/instruments/laser-doppler-monitors/periflux-system-5000>. Дата звернения: 25.02.2019.
12. А. Н. Башкатов, "Управление опитическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями": дис. ... канд. физ.-мат. наук : 03.00.02. СГУ, 2002. 198с.
13. В.В. Тучин, "*Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях*", Москва: Физматлит, 2010.
14. R. K. Wang, and V.V. Tuchin, "*Advanced biophotonics : tissue optical sectioning*", Boca Raton, FL : CRC Press, 2014.
15. В.В. Тучин, "*Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике*". Москва: ФИЗМАЛИТ, 2013.
16. H. Ding et al., "Determination of refractive indices of porcine skin tissues and intralipid at eight wavelengths between 325 and 1557 nm", *JOSA*, vol. 22, no.6, p. 1151-1157, 2005.
17. Q. Ye et al. "Measurement of the complex refractive index of tissue-mimicking phantoms and biotissue by extended differential total reflection method", *Journal of biomedical optics*, vol. 16, no. 9. P. 097001. 2011.
18. J. Lai et al. "Effective refractive indices of biological tissues and its experimental determination", *Optics in Health Care and Biomedical Optics: Diagnostics and Treatment II. – International Society for Optics and Photonics*, vol. 5630, p. 558-563, 2005.
19. H. Li, and S. Xie, "Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection", *Applied optics*, vol. 35, no.10, p. 1793-1795 1996.
20. Y. L. Jin et al., "Refractive index measurement for biomaterial samples by total internal reflection", *Physics in Medicine & Biology*, vol. 51, no.20, p. N371- 379, 2006.
21. S. Cheng et al., "Measurement of the refractive index of biotissue at four laser wavelengths", *Optics in Health Care and Biomedical Optics: Diagnostics and Treatment. – International Society for Optics and Photonics*, vol. 4916, p. 172-177, 2002.

22. V. Tsenova, E. V. Stoykova, "Refractive index measurement in human tissue samples", *Laser Physics and Applications* : proc. of 12th International School on Quantum Electronics, vol. 5226, p. 413-418, 2003.
23. F. P. Bolin et al., "Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method", *Applied optics*, vol. 28, no. 12, p. 2297-2303, 1989.
24. G. J. Tearney et al., "Determination of the refractive index of highly scattering human tissue by optical coherence tomography", *Optics letters*, vol. 20, no. 21, p. 2258-2260, 1995.
25. A. R. Knuettel, and M. Boehlau-Godau, "Spatially confined and temporally resolved refractive index and scattering evaluation in human skin performed with optical coherence tomography", *Journal of Biomedical Optics*, vol. 5, no.1, p. 83-93, 2000.
26. A. V. Zvyagin et al., "Refractive index tomography of turbid media by bifocal optical coherence refractometry", *Optics Express*, vol. 11, no.25, p. 3503-3517, 2003.
27. J. J Dirckx., L. C. Kuypers, and W. F. Decraemer, "Refractive index of tissue measured with confocal microscopy", *Journal of biomedical optics*, vol. 10, no. 4, p. 044014, 2005.
28. R. Wang, N. Z. Xu, and M. J. Wang, "The influence of the complex refractive index of tissues on the image contrast of phase-contrast microscopy", *ICO20: Biomedical Optics. – International Society for Optics and Photonic*, vol. 6026, p. 60260X, 2006.
29. T. Lai et al., "Corneal imaging and refractive index measurement using a combined multiphoton microscopy and optical coherence tomography system", *Multiphoton Microscopy in the Biomedical Sciences XIII. – International Society for Optics and Photonics*, vol. 8588, p. 85882S, 2013.
30. B. Rappaz et al., "Simultaneous cell morphometry and refractive index measurement with dual-wavelength digital holographic microscopy and dye-enhanced dispersion of perfusion medium", *Optics letters*, vol. 33, no.7, p. 744-746, 2008.
31. D. Fu et al., "Quantitative dispersion microscopy", *Biomedical optics express*. vol. 1, no.2, p. 347-353, 2010.

32. Д. Ю. Малярєнко, Рефлекторна система визначення показника заломлення біологічних тканин : магістерська дис. : 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка / КПІ ім. Ігоря Сікорського. Київ, 2018. 153 с.
33. Д. Ю. Малярєнко, и Н.В. Безугла, "Определение показателя преломления биологических мутных сред методами эллипсоидальных рефлекторов", на *11-й Международной научно-технической конференции БНТУ Приборостроение-2018*, Минск, 2018, С. 406 – 408.
34. Д.Ю. Малярєнко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий "Пристрій для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/43 № 134322*, 10.05.2018 р.
35. В.В. Тучин, "Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях", Саратов: Сарат. универ., 1998.
36. К.М. Гираев, Н.А. Ашурбеков, и О.В. Кобзев, "Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния", *Журнал технической физики*, №21, с. 48–54, 2003.
37. В. В. Тучин, "*Оптическая биомедицинская диагностика*", В 2 томах, Москва: Физмалит, 2007.
38. K.S. Litvinova, I.E. Rafailov, A.V. Dunaev, S.G. Sokolovski, and E.U. Rafailov, "Non-invasive biomedical research and diagnostics enabled by innovative compact lasers", *Progress in Quantum Electronics*, vol. 56, p.1–14, 2017.
39. Г. С. Карелина, и Л.П. Сафонова, "Исследование оптических свойств биологических тканей и практическое применение результатов в спектрофотометрии", *Молодежный научно-технический вестник*, №8, 2004.
40. В.В. Тучин, "Исследование биотканей методами светорассеяния", *Успехи физических наук*, том 167, с.517 – 539, 1997.
41. В.Т. Кондратов, "Измерение параметров процесса микроциркуляции крови в пальцах конечностей человека неинвазивным спектрофотометрическим методом", *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, № 2, с.158 – 171, 2013.

42. A.N. Yaroslavsky, P.C. Schulze, I.V. Yaroslavsky, R. Schober Ulrich, H-J Schwarzaier, "Optical properties of selected native and coagulated human brain tissues in vitro in the visible and near infrared spectral range", *Phys. Med. Biol.*, no.47, p. 2059–2073, 2002.
43. M.A. Affar, The non-invasive quantification of cutaneous hemoglobin its oxygenation by reflectance spectrophotometry: thesis for the degree of PhD / The University of Leeds Department of Medical Physics. 1988.
44. D.A. Rogatkin, and L.G. Lapaeva, "Prospects for Development of Noninvasive Spectrophotometric Medical Diagnosis", *Biomedical Engineering*, vol. 37, no. 4, p. 217-222, 2003.
45. А.В. Дунаев, Е.А. Жеребцов, и Д.А. Рогаткин, "Методы и приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии: пути обоснования специализированных медикотехнических требований", *Приборы*, №1 (127), с.40-48, 2011.
46. В.И. Кочубей, и А.Н. Башкатов, "*Спектроскопия рассеивающих сред: Учеб. пособие*", Саратов: Новый ветер, 2014.
47. Ch.-Th. Germer, A. Roggan, J.P. Ritz, Ch. Isbert, D. Albrecht, G. Muller, H.J. Buhr, "Optical Properties of Native and Coagulated Human Liver Tissue and Liver Metastases in the Near Infrared Range", *Lasers in Surgery and Medicine*, no.23, p.194–203, 1998.
48. В.В. Тучин, "Исследование биотканей методами светорассеяния", *Успехи физических наук*, том 167, с.517 – 539, 1997.
49. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, І.В. Максимчук, та А.В. Шаргородський, "Біомедичний гоніофотометр", патент України на винахід, *МПК51 G01J 1/04, G01J 1/42, A61B 5/1455, G01N 33/48 № 112374*, 25.08.2016.
50. Н.В. Безугла, Ю.В. Чмир, О.В. Кузьменко, та М.О. Безуглий, "Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/00 G01N 21/01 G01N 21/17 № 75382*, 26.11.2012 р.

51. М.О. Безуглий, М.В. Павловець, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 98811*, 12.05.2015 р.
52. М.О. Безуглий, П.С. Переходько, "Пристрій для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ", *патент України на корисну модель МПК51 G01N 21/17 № 109237*, 25.08.2016 р.
53. М.О. Безуглий, А.В. Венцурик, та Н.В. Безугла, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", *патент України на винахід, МПК51 G01N 21/47, G01N 21/55 №110073*, 10.11.2015.
54. М.О. Безуглий, К.Б. Чавченко, "Пристрій для визначення оптичних властивостей", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 122690*, 04.07.2017 р.
55. P.J. Matts, and S.D. Cotton Spectrophotometric Intracutaneous Analysis (SIAscopy). *Handbook of cosmetic science and technology third edition*, 2009. P. 275 – 282. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.fraunhofer.de/en/press/research-news/2015/may/detecting-skin-cancer-quickly.html>. Дата звернення: 03.03.2016.
56. Пристрій для визначення оптичних властивостей : пат.121690 Україна. МПК G01N 21/47, G01N 21/55. № u201707031; заявл. 04.07.2017; опубл. 25.01.2018. Бюл.№2.
57. Дозиметр оптичного випромінювання : пат. 61635 Україна : МПК 51 G01N21/47, G01N21/55. №u2003032423 ; заявл. 20.03.2003 ; опубл. 17.11.2003, Бюл. №11.
58. Д.В. Бондарєв, М.О Безуглий, "Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *Науково-практичній конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні»*, Черкаси, 2017, с. 263-264.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальну науково-прикладну проблему створення теоретичних засад, методів та інформаційно-вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами для фотометрії біологічних середовищ, які забезпечують реєстрацію та аналіз розсіяного оптичного випромінювання в межах тілесного кута 2π у відбитому та пропущеному світлі, що дозволило розробити та апробувати компактні оптико-електронні засоби для реєстрації слабких оптичних сигналів, які характеризують оптичні властивості біологічних середовищ, а також напрямку їх поширення.

1. За результатами порівняльного аналізу методів та засобів біофотоніки обґрунтовано системний набір значущих оптичних властивостей та геометричних характеристик біологічних середовищ, що використаний при дослідженні та ідентифікації їх фізичного та фізіологічного стану.

2. На підставі аналізу та вдосконалення типології інформаційно-вимірювальних систем з еліпсоїдальними рефлекторами, розроблено метод застосування дзеркальних еліпсоїдів обертання для розв'язання прямої та оберненої задачі в оптиці світлорозсіювальних біологічних середовищ, що забезпечило визначення їх оптичних властивостей у ході єдиного експерименту.

3. Вдосконалено технологічні процеси формоутворення внутрішньої відбиваючої еліпсоїдальної поверхні при траєкторному копіюванні та металізації поверхні деталі, виготовленої за технологією 3D друку, а також метод анабераційних точок для контролю форми виготовлених рефлекторів, що дозволило оцінити та порівняти якість рефлекторів з формою еліпсоїдів обертання, усічених по фокальним площинам ортогонально великій напів-осі.

4. Розроблено математичну модель для вирішення основного рівняння теорії переносу випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірювальний засіб» методами прямого та інверсного Монте-Карло при дослідженні впливу її характеристик на результати фотометрії

еліпсоїдальними рефлекторами, що забезпечило підбір конструктивних, енергетичних та інформаційних параметрів системи.

5. На підставі розроблених механізмів рей-трейсингу оптичного випромінювання в дзеркальному еліпсоїді обертання проведений абераційний аналіз передавальних властивостей рефлектора в залежності від його конструктивних параметрів, що дозволив підвищити ефективність структурного синтезу засобів з еліпсоїдальними рефлекторами для фотометричного аналізу біологічних середовищ.

6. Розроблено прототипи та макети засобів оптичної біомедичної діагностики, зокрема: для кутової фотометрії біологічних середовищ, оптичної неінвазивної глюкометрії, оптичної ідентифікації типу поверхні в системі оптичного зворотного зв'язку біонічного пальця людини, а також методику визначення фактору анізотропії розсіювання та модельні передумови контролю рівня оптичного просвітлення біологічних тканин, що дозволило здійснити технічну апробацію теоретичних методів.

7. Результати експериментальних досліджень розподілу освітленості в зонах зовнішнього і середнього кільця фотометричних зображень дозволили розрізнити діапазон товщин біологічних середовищ з найбільш «яскравим» розподілом розсіяного випромінювання, що для зразків м'язової тканини *porcine* та *chicken* складає 0,01-1 см при відтворюваності результатів симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «ДВ + БС + ВЗ» за даними реальних експериментів не гірше 95%. При цьому підготовка зразків зазначеної товщини не викликала особливих гістологічних ускладнень.

8. Розроблені моделі зонного аналізу фотометричних зображень дозволили оцінити вплив розподілу енергії в центральній поперечній моді лазерного пучка на світлорозсіювання при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами в прямому та зворотному напрямках. При модельному дослідженні зразків анатомічної товщини сильно розсіювальних шарів шкіри людини (рогового шару та епідермісу) виявлена відмінність в освітленості різних зон фотометричних зображень досягає понад 50% в розсіяному вперед світлі і

30% – у розсіяному назад світлі. У той же час, для порівняно слабо розсіювальних шарів шкіри людини (дерми та жирової тканини) вплив профілю падаючого променя помітний лише для дерми у відбитому світлі і не перевищує 15%. Ці результати можуть бути використані при побудові фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами для дослідження шкіри людини як багатошарового середовища в умовах *in vitro* або *in vivo* експериментів.

9. Обґрунтовано перспективні напрямки технічного вдосконалення функціональної реалізації приладів та систем біомедичного призначення на основі розробленого методу фотометрії біологічних середовищ еліпсоїдальними рефлекторами, зокрема: для дослідження параметрів кровотоку, визначення показника заломлення мутних біологічних середовищ, багатофункціонального спектрофотометру та дерматоскопу, що дозволять забезпечити широку номенклатуру діагностичних систем на засадах єдиного фотометричного ядра з еліпсоїдальними рефлекторами

10. Результати дисертаційної роботи були використані при технічному супроводі, обслуговуванні, комплексному модульному калібруванні оптичних діагностичних систем та терапевтичних апаратів з метою адаптації їх режимів роботи у ТОВ «Медхолдінг» (м. Київ) та ПП «Фотоніка плюс» (м. Черкаси), при розробці конструкторських засад створення нових оптичних систем та вимірювальних засобів з еліпсоїдальними рефлекторами ТОВ «Оптек» (м. Київ) та ТОВ «НМЦ Медінтех» (м. Київ), а також впроваджені в навчальний процес КПІ ім. Ігоря Сікорського при підготовці магістрів за освітньо-науковими та освітньо-професійними програмами «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів» та «Біомедичні прилади та інформаційні системи».

**Акти використання результатів роботи**

ТОВ "МЕДХОЛДІНГ", 01001, м.Київ, вул.Михайлівська, 24-В, 01032 м.Київ-32, а/с 79, тел./факс (044) 278-89-70, 278-89-72

ЄДРПОУ 38406011, р/р 26006222173 в АБ "УКРГАЗБАНК", м.Київ

Вих. №07/10
Від 07.10.19р.

**Акт використання
результатів докторської дисертаційної роботи
Безуглого Михайла Олександровича
на тему «Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ»**

Прикладні результати, що отримані у ході виконання дисертаційного дослідження в напрямку створення нових методів та засобів оптичної біомедичної діагностики, зокрема методу фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами у відбитому та пропущеному світлі, методу кутової фотометрії еліпсоїдальним рефлектором у відбитому світлі, принципам раманівської спектроскопії еліпсоїдальними рефлекторами, методу дослідження індикатриси розсіяного в межах повного тілесного кута світла, методики визначення фактору анізотропії розсіяння за рівнем освітленості фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальним рефлектором, є важливим кроком для впровадження в клінічну практику недорогих та компактних аналітичних приладів та інформаційних систем.

Дослідження, проведені в ході численних реальних та модельних експериментів, дозволили отримати залежності, які характеризують світлорозсіяння різними за анатомічною структурою та станом одношаровими та багатошаровими біологічними тканинами. Ці результати використані в практичній діяльності нашої кампанії при технічному супроводі та обслуговуванні оптичних діагностичних систем та терапевтичних апаратів з метою адаптації їх режимів роботи та комплексному модульному калібруванні.

Важливим аспектом є те, що нові конструкторські та технологічні рішення, запропоновані автором, мають зацікавленість виробників-партнерів нашої кампанії і можуть бути використані при вдосконаленні діагностичної та терапевтичної апаратури.

Директор ТОВ «МЕДХОЛДІНГ»
Сергієнко Т.Г.

Провідний фахівець Солом'янчук Д.С.

Провідний фахівець Оляницький Є.В.



«Фотоніка Плюс»

18000, Україна, м. Черкаси
вул. Одеська, 8
тел/факс /0472/33-35-15
тел /0472/33-34-26
E-mail: info@fotonikaplus.com.ua

ПП «Фотоніка Плюс»
р/р 26006182566003
в Черк. ГРУ ПАТ КБ «ПриватБанк»
МФО 354347, код ЄДРПОУ 24411216

A.2

м. Черкаси

3 жовтня 2019р.

Акт

про практичне використання та впровадження у виробничі процеси підприємства
«Фотоніка Плюс» (м. Черкаси) результатів дисертаційної роботи Безуглого
Михайла Олександровича

Результати досліджень, які представлено у дисертаційній роботі М.О.Безуглого, спрямовані на оптимізацію процесу визначення оптичних властивостей біологічних середовищ та створення їх біометричного базису з метою ідентифікації різноманітних фізіологічних та фізичних станів при оптичній діагностиці. Новизна та успішна апробація створених у ході дисертаційної роботи фотометричних та спектроскопічних засобів, мають важливе значення для розробок нашого підприємства, зокрема для виробництва лазерної терапевтичної апаратури зі зворотним зв'язком для контролю дози поглинутого оптичного випромінювання.

Суттєве науково-прикладне значення мають також:

- моделі рей-трейсингу, що простежують поширення оптичного випромінювання від лазерного джерела через досліджуване біологічне середовище та еліпсоїдальний рефлектор до матричного ПЗЗ приймача;
- методика визначення фактору анізотропії розсіювання біологічної тканини за рівнем освітленості фотометричних зображень;
- методи формоутворення та контролю внутрішньої еліпсоїдальної дзеркальної поверхні;
- залежності світлорозсіювання шарами шкіри людини від їх анатомічної товщини на різних ділянках тіла при різних параметрів лазерного випромінювання.

Особливої уваги заслуговують результати, отримані у ході дослідження впливу оптичного просвітлення на світлорозсіювання шкірою людини, що використано нашим підприємством при визначенні режимів та граничних параметрів терапевтичного лазерного випромінювання таких апаратів як «Ліка-терапевт», «Медик 2К» та інших.

Директор ПП "Фотоніка Плюс"



В.В. Холін/



«ЗАТВЕРДЖУЮ»
Директор ТОВ
«НМЦ Медінтех»
Чухрасів М.В.

К.Т.Н.

05 вересня 2019 р.

Акт використання
результатів дисертаційної роботи
«Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ»
Безуглого Михайла Олександровича,
представленої на здобуття наукового ступеню доктора технічних наук
за спеціальністю 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи»

Дисертаційна робота Безуглого М.О. вирішує актуальну науково-прикладну проблему розробки методології еліпсоїдальних рефлекторів в системах реєстрації та аналізу розсіяного оптичного випромінювання при дослідженні оптичних властивостей біологічних середовищ з метою визначення коефіцієнтів розсіяння та поглинання, а також фактору анізотропії розсіяння за результатами єдиного експерименту. На підставі нових конструктивних, функціональних та медико-біологічних рішень розроблені нові технології та обладнання для дослідження оптичних властивостей різноманітних біологічних тканин та середовищ.

Автором запропоновано ефективний метод контролю внутрішньої відбиваючої поверхні еліпсоїдального рефлектора, утвореного шляхом усічення по фокальним площинам ортогонально великій напів-осі обертання. Використання результатів дослідження дозволило забезпечити контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів, виготовлених методом траскторного копіювання та методом металізації внутрішньої поверхні деталі, надрукованої з пластику на 3D принтері. В умовах широкої номенклатури рефлекторів в контексті їх використання для дослідження різних біологічних середовищ як в умовах експерименту *in vitro*, так і *in vivo*, це дозволило підвищити ефективність біометричного аналізу та адекватність фізико-математичної моделі поширення оптичного випромінювання в інформаційно-вимірювальній системі біомедичного фотометру.

Результати дисертаційної роботи Безуглого М.О. дозволять створити конструкторсько-технологічні засади, які будуть використані у перспективних розробках.

Керівник відділу 1



Добродоров О.В.

Керівник відділу 2



Хоменко І.В.

OPTEC
Connecting solutions



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор ТОВ «ОПТЕК»

Данилюк О.О.

20 серпня 2019 р.

**Акт, що засвідчує використання
результатів дисертаційної роботи
Безуглого Михайла Олександровича
на тему «Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ»**

Компанія «ОПТЕК» спеціалізується на впровадженні та оснащенні поліклінічних та медичних закладів України високотехнологічним оптичним обладнанням діагностичного та терапевтичного призначення, зокрема лазерними скануючими та світловими мікроскопами, спектроскопічними системами, системами аналізу зображень та інш.

Наукова робота, що подається на здобуття ступеню доктора технічних наук і виконана Безуглим Михайлом Олександровичем, містить суттєві практичні результати, що віднайшли використання в дослідницькій діяльності нашої компанії. Важливе прикладне застосування мають, зокрема, розроблені автором і вперше представлені науковій та виробничій спільноті: принципи зонного аналізу фотометричних зображень при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами, теоретичні передумови створення неінвазивного оптичного глюкометра на засадах спектроскопії комбінаційного розсіювання, схемо-технічні рішення стендів для визначення показника заломлення мутних біологічних середовищ. Перспективним є використання отриманих у роботі даних щодо освітленості шкіри людини з різних ділянок тіла, що створюється у відбитому світлі при використанні технології «оптичного просвітлення». Це особливо важливо з огляду на можливість збільшення глибини проникнення оптичного випромінювання більшості лазерних терапевтичних апаратів та діагностичних систем.

Результати дисертаційної роботи Безуглого М.О. дозволять створити конструкторські засади, які будуть використані ТОВ «ОПТЕК» у перспективних розробках.

Керівник відділу біологічних
технологій та клінічної патології

Керівник відділу медичних технологій

Сміла З.В.

Ізнаїрська Н.О.

Exclusive partner:



We make it visible.

Thermo



The Business of Science





ЗАТВЕРДЖУЮ

А.5

Перший проректор
Національного технічного
університету України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»
акад. НАН України, д.т.н., проф.
Ю.І. Якименко

«19» червня 2019 р.

АКТ ВИКОРИСТАННЯ

результатів дисертаційної роботи доцента кафедри виробництва приладів,
к.т.н. Безуглого М.О. у навчальний процес КПІ ім. Ігоря Сікорського

Ми, що нижче підписалися, заступник декана з наукової роботи ПБФ В.І. Микитенко, голова методичної комісії ПБФ М.В. Філіппова, в.о. завідувача кафедри виробництва приладів В.В. Шевченко склали цей акт про те, що результати наукових досліджень за темою докторської дисертаційної роботи Безуглого Михайла Олександровича «Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ» використовуються у навчальному процесі КПІ ім. Ігоря Сікорського, який здійснює кафедра виробництва приладів для забезпечення освітньо-професійних програм «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів» та «Біомедичні прилади та інформаційні системи».

Найменування використаного результату	Форма використання та досягнутий фактичний ефект
Макети біомедичних фотометрів з еліпсоїдальними рефлекторами та комп'ютерно-інтегрована система симуляції поширення оптичного випромінювання в системі «джерело випромінювання + біологічне середовище + вимірвальний засіб» «Ellipsoidal Photometry», а також програмне забезпечення трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі «RTER» та обробки фотометричних зображень «Parse Image».	Матеріали дисертаційної роботи використані у вигляді обладнання та дидактичного забезпечення нових лабораторних робіт для дисципліни (кредитного модулю) «Біофотоніка». Постановка нових лабораторних робіт з залученням зазначених результатів дозволила підвищити рівень практичного оволодіння теоретичними знаннями в напрямку сучасних оптичних біомедичних технологій при діагностиці фізіологічного та фізичного стану біологічних тканин та середовищ.

Заступник декана ПБФ з
наукової роботи,
к.т.н., доцент

Голова методичної
комісії ПБФ,
к.т.н., доцент

В.о. завідувача кафедри
виробництва приладів, к.т.н, доцент

В.І. Микитенко

М.В.Філіппова

В.В. Шевченко

Додаток Б

Список опублікованих праць за темою дисертації

Наукові праці, у яких опубліковані основні наукові результати дисертації.

1. M.A. Bezuglyi, A.V. Yarych, and D.V. Botvinovskii, "On the possibility of applying a mirror ellipsoid of revolution to determining optical properties of biological tissues", *Optics and Spectroscopy*, no. 113, pp.101 – 107, 2012.
2. М.А. Безуглый, Н.В. Безуглая, и А.Б. Самиляк, "Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии", *Приборы и методы измерений*, т. 7, №1, с. 67 – 76, 2016.
3. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and I.V. Helich, "Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media», *Applied Optics*, no. 56 (30), pp. 8520 – 8526, 2017.
4. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and S.A. Kostuk, "Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors", *Devices and Methods of Measurements*, vol.9, №1, pp. 56 – 65, 2018.
5. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, A.V. Ventsuryk, and K.P. Vonsevych, "Angular Photometry of Biological Tissue by Ellipsoidal Reflector Method", *Devices and Methods of Measurements*, vol.10, no. 2, pp. 160 – 168, 2019.
6. M. Bezuglyi, and N. Bezuglaya, "Raman spectroscopy principles for in vivo diagnostic by ellipsoidal reflectors", *Electrical, Control and Communication Engineering*, vol. 15, no.1, pp. 39 – 46, 2019.
7. K. Vonsevych, M.F. Goethel, J. Mrozowski, J. Awrejcewicz, and M. Bezuglyi, "Fingers movements control system based on artificial neural network model", *Radioelectronics and Communications System*, vol.62, no.1, pp. 23 – 33, 2019.
8. М.О. Безуглий, та Д.В. Ботвиновський, В.В. Зубарев, та Я.О. Коцур, "Метод фотометричного дзеркального еліпсоїда обертання для дослідження шорсткості поверхні", *Методи та прилади контролю якості*, №27, с. 77 – 83. 2011.

9. М.А. Безуглый, и Я.А. Коцур, "Применение эффекта Допплера в оптической биомедицинской диагностике", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, вип. 42, с. 177 – 184, 2011.
10. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Ю.В. Чмир, "Просторова потокова біометрія середовищ еліпсоїдальними рефлекторами", *Електроніка і зв'язок*, том 83, №6, с. 87 – 93, 2014.
11. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та К.П. Вонсевич, "Вплив осової анізотропії розсіяння біологічних середовищ на точність визначення оптичних коефіцієнтів методом Монте-Карло", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, том 99, №1, с. 85 – 91. 2015.
12. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та Г.С. Тимчик, "Особливості анізотропії світлорозсіяння волокнистими біологічними тканинами", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, №50, с. 169 – 175, 2015.
13. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, та А.Г. Козловський, "Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том. 52, №2, с. 76 – 81, 2016.
14. М.О. Безуглий, О.В. Лінючева, Н.В. Безугла, М.В. Бик, та С.А. Костюк, "Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів", *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, том. 53, №1, с. 62 – 69, 2017.
15. К.П. Вонсевич, М.О. Безуглий, та А.О. Гапонюк, "Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом", *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*, №1, с. 45 – 53, 2018.
16. К.Р. Vonsevych, М.А. Bezuglyi, and О.А. Prytula, "Optical feedback based on photometry by ellipsoidal reflector in bionic fingers application", *KPI Science News*, no. 3, pp. 63 – 72, 2019.
17. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and A.I. Nagornyi, "Control of optical clearing of biological tissue by ellipsoidal reflectors method", *Microsystems. Electronics and Acoustics*, vol.24, no.2, pp. 6 – 13, 2019.

18. M.A. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, and D.V. Horban, "Determination the tissue anisotropy factor during the photometry by ellipsoidal reflectors", *KPI Science News*, no. 4, pp. 62 – 70, 2019.

19. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, Г.С. Тимчик, та В.А. Шаргородський, "Просторова фотометрія біологічних середовищ", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, т.30, №2, с. 40 – 49, 2016.

20. М.О. Безуглий, А.В. Венцурик, та Н.В. Безугла, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", патент України на винахід, *МПК51 G01N 21/47, G01N 21/55 №110073*, 10.11.2015.

21. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, І.В. Максимчук, та А.В. Шаргородський, "Біомедичний гоніофотометр", патент України на винахід, *МПК51 G01J 1/04, G01J 1/42, A61B 5/1455, G01N 33/48 № 112374*, 25.08.2016.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

22. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Моделювання процесу поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині", на *Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2008, с.56.

23. М.О. Безуглий, Д.В. Ботвиновський, "Дослідження еліпсоїдального дзеркала фотометричної установки", на *XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос»*, Дніпропетровськ, 2009, с. 273.

24. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Застосування конденсованого методу Монте-Карло для вирішення задач переносу випромінювання в оптиці біологічних тканин", на *XI Міжнародній науково-практичній конференції «Людина і космос»*, Дніпропетровськ, 2009, с. 314.

25. М.О. Безуглий, А.В. Ярич, "Метод визначення оптичних характеристик біологічних тканин", на *Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*, Київ, 2009, с. 173.

26. А.В. Ярич, Д.В. Ботвиновський, та М.О. Безуглий, "Фотометрична система для дослідження оптичних властивостей біологічних тканин", на *Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2009, с. 85 – 87.
27. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, "Метод просторової спектрофотометрії біологічних тканин", на *Науковій-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*, Київ, 2011, с. 181 – 182.
28. О.В. Кузьменко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий, "Ефективність застосування інформаційних технологій в оптичній біомедичній діагностиці", на *Науково-практичній конференції «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні»*, Київ, 2011, с. 122.
29. А.С. Кондратюк, М.О. Безуглий, "ИК спектроскопия в медицинском приложении", на *10 Науковій-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2011, с. 89 – 90.
30. Д.С. Бойко, М.О. Безуглий, "Технічні особливості реалізації методу додавання-подвоєння в оптиці біологічних тканин", на *1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения»*, Луганськ, 2012, с. 54 – 55.
31. Р.Я. Попов, Р.А. Молодыко, та М.О. Безуглий, "Биомедицинское фотометрирование с использованием ПЗС-камер", на *1-ой научно-технической конференции «Современные тенденции развития приборостроения»*, Луганськ, 2012, с. 230 – 231.
32. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Моделювання процесу поширення випромінювання при оптичній біометрії середовищ еліпсоїдальними рефлекторами", на *11-й науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, 2012, с.12.
33. П.С. Переходько, М.О. Безулий, "Система для оптичної діагностики шорсткої поверхні", на *11-й науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, 2012, с. 13 – 14.

34. Д.С. Бойко, М.А. Безуглый, "Технические особенности реализации метода «добавления-удвоения» в оптике биологических сред", на 6-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2013, с. 179.
35. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Математическая обработка видеофотометрических изображений", на 6-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2013, с. 196.
36. М.А. Bezuglyi, M.V. Pavlovets, "Optical biometry of biological tissues by ellipsoidal reflectors", in *Proc. OSA-SPIE*, Munhin, 2013, 8798.
37. М.А. Bezuglyi, N.V. Bezuglaya, "Ellipsoidal reflectors in biomedical diagnostic", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320V.
38. N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi, "Spatial photometry of scattered radiation by biological objects", in *Proc. SPIE Biophotonics—Riga 2013*, Riga, 2013, 90320J.
39. N. V. Pavlovets, M. A. Bezuglyi, "Visualization of Monte-Carlo simulation for the ellipsoidal biometric system", на 7-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2014, с. 234.
40. Р. Perekhodko, М.А. Bezuglyi, "Spatial distribution of laser radiation reflected by rough surface", на 7-ой *Научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2014, с. 235.
41. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Прибор для измерения внутричерепного давления у младенцев", на 8-ой *Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с. 84.
42. Р.Я. Попов, М.А. Безуглый "Особенности ПЗС-фотометрии в биомедицинском приложении", на 8-ой *Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения»*, Минск, 2015, с. 202.

43. Р.А. Молодыко, М.А. Безуглый, "Повышение эффективности инверсного Монте-Карло для эллипсоидальной рефлектометрии биологических сред", на 8-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2015, с. 203.

44. А.В. Венцурик, М.А. Безуглый, "Угловая эллипсоидальная отражательная фотометрия", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с. 29 – 31.

45. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Особенности бионического протезирования верхних конечностей", на 9-ой Международной научно-технической конференции «Приборостроение-2016», Минск, 2016, с. 36 – 37.

46. С.А. Костюк, М.А. Безуглый, "Конструирование биомедицинского фотометра", на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с. 139.

47. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый, "Бионическое протезирование пальцев рук", на 10-ой Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов «Новые направления развития приборостроения», Минск, 2016, с. 214.

48. M.Bezuglyi, N. Bezuglaya, and A. Viruchenko, "On the possibility of ellipsoidal photometry and Monte Carlo simulation to spatial analysis of biological media", in *Proc. IEEE 37th International Conference Electronics and Nanotechnology*, Kyiv, 2017, p. 321 – 324.

49. Д.В. Бондарев, М.О. Безуглый, "Конструювання дерматоскопу на засадах фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на Науково-практичній конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні», Черкаси, 2017, с. 263 – 264.

50. K. Vonsevyich, M. Bezuglyi, J. Mrozowski, and J. Awrejcewicz, "Biomechatronic solution for human fingers replacement", in *Proc. 14-th international conference "Dynamical systems: theory and applications"*, Lodz, 2017, pp. 567 – 578.

51. А.И. Куприй, М.А. Безуглый, "Неинвазивный оптический глюкометр с эллипсоидальными рефлекторами", на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 383 – 385.
52. К.П. Вонсевич, М.А. Безуглый "Модель классификации движений пальцев рук для протезного применения», на *10-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2017»*; Минск, 2017, с. 225 – 226.
53. М.О. Безуглий, Н.В. Безугла, "Особливості неінвазивної глюкометрії еліпсоїдальними рефлекторами", на *XVII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи*; Київ, 2018, с. 136 – 137.
54. Р.О. Воронков, М.А. Безуглый, "Оптическая идентификация патологически измененных тканей методом зеркальных эллипсоидов вращения", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с. 216 – 218.
55. А.Б. Самиляк, М.А. Безуглый, "Фотометрия эллипсоидальными рефлекторами светорассеяния кожей человека при просветлении ", на *11-й Международной научно-технической конференции «Приборостроение–2018»*; Минск, 2018, с. 224 – 226.
56. M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii, and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors", in *Proc. IEEE 59th International Scientific Conference Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON)*, Riga, 2018, pp. 1 – 4.
57. А.І. Нагорний, М.О. Безуглий, "Методика контролю ступеню просвітлення біологічних тканин фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами", на *XVIII Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи»*; Київ, 2019, с. 135 – 136.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації.

58. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Пристрій для визначення оптичних властивостей об'єктів", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45893*, 25.11.2009 р.

59. Д.В. Ботвиновський, А.В. Ярич, та М.О. Безуглий, "Дозиметр оптичного випромінювання", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 45894*, 25.11.2009 р.

60. Н.В. Безугла, Ю.В. Чмир, О.В. Кузьменко, та М.О. Безуглий, "Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/00 G01N 21/01 G01N 21/17 № 75382*, 26.11.2012 р.

61. Н.В. Безугла, М.О. Безуглий, та О.В. Кузьменко, "Комп'ютерна програма «ІВСОБ»", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 44754*, 18.07.2012.

62. М.О. Безуглий, І.І. Синявський, та М.Г. Барінов, "Спосіб контролю форми дзеркального еліпсоїда обертання", *патент України на корисну модель, МПК51 G01M 11/00 № 78518*, 25.03.2013 р.

63. М.О. Безуглий, М.В. Павловець, "Пристрій для визначення оптичних характеристик об'єктів", *патент України на корисну модель, МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 98811*, 12.05.2015 р.

64. М.О. Безуглий, П.С. Переходько, "Пристрій для визначення оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ", *патент України на корисну модель МПК51 G01N 21/17 № 109237*, 25.08.2016 р.

65. М.О. Безуглий, Р.О. Молодіко, "Комп'ютерна програма «Трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі»" (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector) ("RTER"), *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 67015*, 04.08.2016.

66. М.В. Павловець, М.О. Безуглий, "Комп'ютерна програма «Еліпсоїдальна фотометрія» (Ellipsoidal Photometry) ("BT Mod")", *Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір № 68440*, 02.11.2016.

67. М.О. Безуглий, К.Б. Чавченко, "Пристрій для визначення оптичних властивостей", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/47 G01N 21/55 № 122690*, 04.07.2017 р.

68. М.О. Безуглий, А.Г. Козловський, та Н.В. Безугла, "Пристрій для точіння деталі з внутрішньою еліпсоїдальною поверхнею", патент України на корисну модель, *МПК51 B23B 5/40 № 125285*, 10.05.2018 р.

69. Д.Ю. Маляренко, Н.В. Безугла, та М.О. Безуглий "Пристрій для вимірювання показника заломлення біологічних середовищ", патент України на корисну модель, *МПК51 G01N 21/43 № 134322*, 10.05.2018 р.